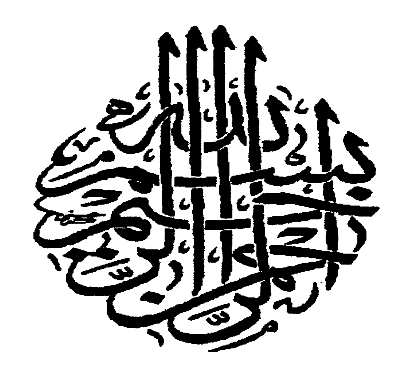
سلسلة : الثقافة الرياضية
إشراف أ. د زكى محمد محمد حسن
أ.د أحمد أمين فوزي
العدد (١٣)

مفاهيم
فى
النمذجة العصبية العضلية

الأستاذ الدكتور
عادل عبد البصير علي
أستاذ الميكانيكا الحيوية و العميد المؤسس لكلية التربية الرياضية ببور فؤاد ببور سعيد
جامعة قناة السويس

٢٠٠٤

المكتبة المصرية
للطباعة والنشر والتوزيع
٣ ش احمد ذو الفقار – لوران الإسكندرية
تليفاكس : ٠٠٢/٠٣/٥٨٤٠٢٩٨
محمول : ٠١٢٤٦٨٦٠٤٩


بسم الله الرحمن الرحيم



مفاهيم فى النمذجة العصبية العضلية
Concepts in Neuromuscular Modeling

فى مقالات سابقة، عددنا أوجه النمذجة العضلية العصبية. الآن نمد الإطار النظرى للتركيز على النمذجة العضلية العصبية. هذه المداخل للنمذجة تعطى نظرة إلى الإستراتيجيات العصبية الحركية التى تشمل حركات الإنسان واستخدامها الأساسى. غالباً مثل هذه النماذج تستخدم لتكمل الدراسات التجريبية لحركة الإنسان التى فيها السلوك الداخلى (مثل قوى العضلة) لا يمكن قياسها، وذلك، لو توقعات النموذج مشابهة للبيانات المقاسة فإن السلوك الخاص يمكن افتراضه. النماذج العضلية العصبية أيضاً يمكن استخدامها لاختبار فروض بخصوص الإستراتيجيات الحركية العصبية، فى مثل هذه الحالات، توقعات النموذج غير الكافية المشار إليها، يمكن أن تؤدى لنماذج جديدة ومفاهيم لتنظيم الحركة. للوصول لأقصى استفادة من دراسات النمذجة، نماذجنا يجب أن تشتمل على التوازن بين البساطة والتعقيد.

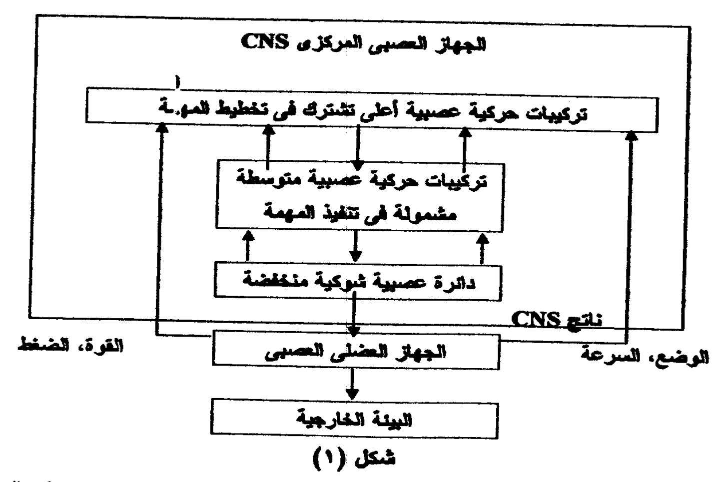
النمذجة هى عملية ثورة، ولقد دخلنا منطقة فيها يتم بحث الحركة ثلاثية الأبعاد، ومشاكل ثلاثية الأبعاد صعبة الفهم. يوجد تقدم حديث فى طرق نمذجة العضلة والجهاز العضلى الهيكلى، الشبكات العصبية وطرق الأمثلية، حساب القدرة والسرعة (سمحا لبحث النمذجة ثلاثية الأبعاد المعقدة)، وفهمنا الثورى للعلاقات بين أهداف المهمة- الحركة وسلوك الحركة. كيف يجب أن تتطور طرق النمذجة العصبية العضلية لأخذ ميزة فى هذه النظرات والتقدم؟ هذه الدراسة المرجعية تشير لهذا السؤال بمناقشة موضوعين: (١) التطور والتضاد للمداخل الأساسية للنمذجة العصبية العضلية، و(٢) تحديد مجموعات لمهام الحركة التى لها المداخل للنمذجة العضلية العصبية تبدو أكثر مناسبة.

قواعد للنمذجة العصبية العضلية : Bases of neuromuscular modeling

شكل (١) يعطى نظرة بسيطة للنظام العضلى الهيكلى العصبى. من هذا المنظور للشكل، تبدو أجزاء الجهاز الهيكلى العضلى التى تبرز أساساً فى هذه الدراسة المرجعية، وتكون جزء صغير نسبياً للنظام كله. وحركات الإنسان ثلاثية الأبعاد يجب أن تخطط بتراكيب

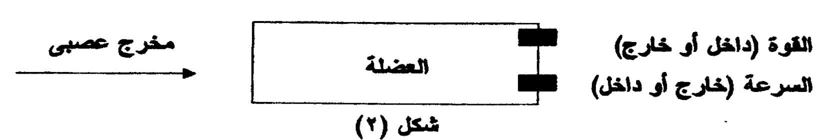
أعلى، ومثل هذا التخطيط- وكل أوجه التنفيذ الحركى العصبى- يعتمد على معلومات حسية خصوصاً بمتغيرات ميكانيكية وتفاعل دقيق بين التراكيب العصبية والميكانيكية.

والاتصال بين الأوجه العصبية والعضلية للنظام يتم من خلال عمليتين: (١) الواقع للنظام، العضلة الهيكلية، التى تأخذ مخرج الجهاز العصبى المركزى وتقود الجهاز الميكانيكى، (٢) المحفزات لنظام الميكانيكى التى تمد المعلومات للجهاز العصبى المركزى بخصوص السلوك الداخلى والأداء الخارجي. هذه الدراسة المرجعية تشير لمداخل النمذجة فى هذه التقابلات. سوف نرى أنه لا يوجد بالفعل أفضل نموذج عضلى، أو صياغة أفضل لنمذجة الديناميكية العصبية. وهناك نماذج مختلفة تتطور لتشير إلى أسئلة إستراتيجية مختلفة. الإنسان يؤدى مهام متنوعة- كثير منها موجه لهدف- ولها أنظمة ميكانيكية عصبية تنقح لأداء مهام كثيرة بصورة جيدة وليس بكمال. هذا يتناقض مع مفهوم مبدأ الوحدة الذى يحكم كل الحركات، لتشير بفاعلية لاختيارات النمذجة، هذه الدراسة المرجعية تعتبر بعض الدراسات للمهام الحركية وتطور داخل نمذجة تساعد فى تحديد إستراتيجيات الحركة.



شكل (١)

رسم تخطيطى مبسط يوضح تفاعلات المعلومة من خلال نظام الهيكلى العصبى عضلى الحركى



شكل (٢)

نظرة لمخرج ومدخل انفصال العضلة، يعرض وحدة إثارة عصبية (وحدة الاتجاه) تمتد وتسبب ازدواج فى المخرج الميكانيكى لاختيار عضلة منفصلة، تكون فيها إما السرعة أو القوة المخرج والأخرى المدخل

احتمالات تركيبية لنماذج عضلية عصبية متقدمة :

Structural possibilities for advanced neuromuscular modeling

يوجد عدة مداخل تركيبية لنمذجة الجهاز العضلى العصبى. أحدهم هو نمذجة ميكانيكا العضلة (غالباً هيكلية) لكن ديناميكية عصبية، عادة توصف مداخل التحكم إلى نموذج عضلى هيكلى ديناميكى، هذا هو المدخل الأكثر استخداماً (أنظر زاجاك وونترز Zajac & Winters ١٩٩٠م). وأخر يشمل عناصر ديناميكية عصبية بسيطة وعناصر عضلية على أنها مواضيع منفصلة داخل نموذج أكبر (لويب وليفين Leob & Levine، ١٩٩٠م). مدخل ثالث هو عدم التمييز بين المساهمات العصبية والعضلية، وبدلاً من استخدام مواضع عصبية عضلية (مثل فيلدمان، أداموفيش، أوسترى، فلانجان Feldman, Adamovich, Ostry & Flanagan، ١٩٩٠م). هنا نحن نطور هذه المداخل أولاً مع مراجعة مدخل مخرج موجز لميكانيكا العضلة.

رؤية مدخل- ومخرج نمذجة العضلة :

Input-output view of muscle modeling

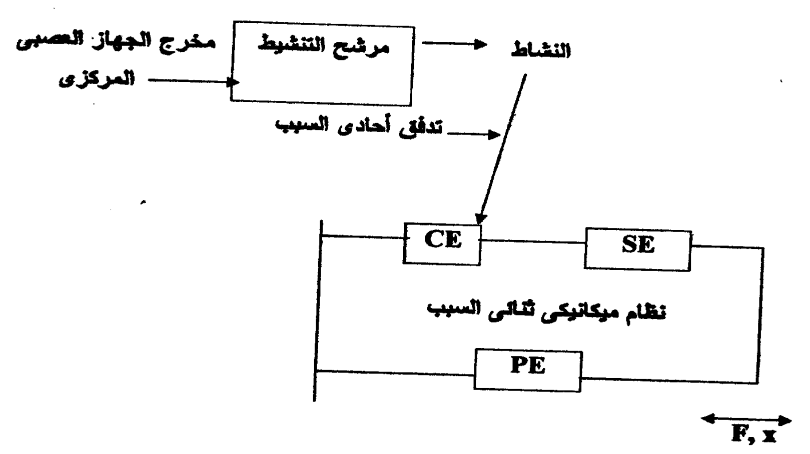
معرفة ديناميكية العضلة تأتى من اختبار مدخل- مخرج حريص للعضلات. من مثل هذا المنظور، التجارب مع عضلة منفصلة يتطلب تخصيص مدخلين ومن ثم مخرج مفرد يقاس شكل (٢). أحد المدخلين يمثل مدخل عصبى، الأخر إما طول العضلة أو القوى، واحد من الاثنين الأخيرين غير مخصص يصبح المخرج. أغلب التجارب المتحكم فيها لفسيولوجيا العضلة يمكن اعتبارها استجابة "نبضة" أو "خطوة" لواحد من المدخلين بينما الثانى يبقى ثابت (وينترز ١٩٩٠م). وبالرغم من أن هذا مبسط لحد ما (مثل المدخل العصبى يمكن أن

يكسر فى "إعادة توظيف" ومدخلات "معدل الاحتراق" (هاتزى ١٩٧٧م) فهو مثبت أنه مفيد (وينترز، ١٩٩٠م).

مرتكزاً على مثل هذا الاختبار المنظم، ظهرت صورة للخواص الديناميكية للعضلة. لتمثيل خواص العضلة فى نموذج، وجهين يجب أن يعتبرا: التركيب المفترض للنموذج، وخواص العناصر فى هذا التركيب. الصنف الأول الأكثر شهرة لتركيبات فى ميكانيكا نموذج العضلة طور أولاً عن هيل Hill (١٩٣٨م)- يشمل عناصر منقبضة فى سلاسل وفى توازى مع عناصر مطاطية. العملية الديناميكية للعضلة التنشيط- الإثارة يجب أيضاً أن تنمذج، مؤدياً إلى الشكل التفرعى لتركيب النموذج الذى يظهر فى شكل (٣). التنظيم فى شكل (٤/أ/ب) يوضح السمات الغير خطية الأساسية للعناصر الانقباضية فى علاقات القوة- الطول- السرعة وسلاسل التوافق التى تظهر فى الدراسات التجريبية. التعبيرات الحسابية تستخدم لتناسب مثل هذه البيانات وفى العملية يتم عمل افتراضات، مثل معادلة هيل (لسرعة التقصير) أو تناسب امتداد القوة الأسى لسلاسل التوافق (الذى يفترض أن التيبس يزيد خطيا مع القوة). مستوى التنشيط يقيس مستوى عبور الصفر- السرعة وفى بعض الصياغات سرعة تقصير العناصر الانقباضية غير محملة القيمة، مدخل يفترض إعادة توظيف للوحدات الحركية (وينترز وستارك Stark، ١٩٨٥م).

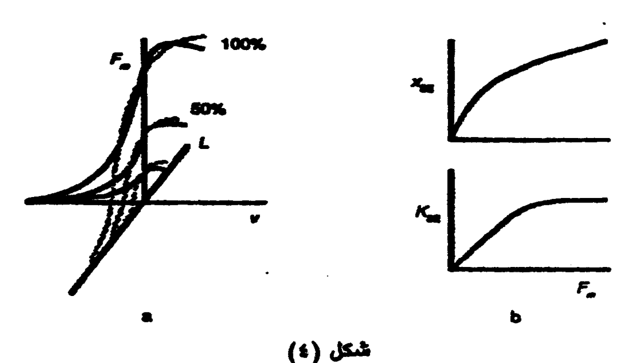
فى الاستخدام لأكثر من ٥٠ سنة، انتشار مثل هذا الإطار النمذجى يعتمد جزئياً على بساطة المفهوم، لكن أيضاً على قدرته فى توقع السلوك الديناميكى للعضلة لعدة مواقف بدون تطلب معامل تنوع خاص بالمهمة. مع ذلك، فى الشكل البسيط، لا يتوقع بعض الظواهر التى يمكن ظهورها فى التجارب على عضلات منفصلة أو ألياف عضلة. هذا يشمل التطوير المؤقت (جويس، راك، ويستبورى Joyce, Rack & Westbury، ١٩٦٩م)، زيادة القوة بعد التطويل المؤقت (ايدمان، الزينجا، نوبل Edman, Elzinga & Noble، ١٩٧٨م)، التأثيرات المؤقتة فى استجابة للتغير المفاجئ فى الطول (ماكماهون McMahon، ١٩٨٤م)، أسئلة بخصوص التنشيط- مقابل القوة- الاعتماد لسلاسل توافق العنصر (راك، ويستبورى، ١٩٧٤م)، اعتماد ديناميكيات التنشيط على ديناميكيات العضلة (زاهالاك Zahalak، ١٩٩٠م)، والخواص المطاطية للسلاسل المطاطية التى هى أكثر تعقيداً عن

المعبر عنه بزنبرك مفرد (ايتيما، هويجنج Ettema & Huijing، ١٩٩٠م). هذه التأثيرات يمكن التعامل معها جزئياً داخل إطار نموذج هيل لكن على حساب إضافة تعقيد (وينترز، ١٩٩٠م) لتقييم أعمق.



شكل (٣)

رسم تخطيطى يظهر تركيب نموذج هيل المنتشر الاستخدام، المستطيل العلوى الأيسر يمثل ديناميكات الإثارة، والتى نمذج فى نموذج فيما يتعلق بعملية الترشيح أحادى السبب أولاً، وثانياً مع مدخل يمثل مخرج الجهاز المركزى العصبى (إثارة عصبية) ومخرج يمثل التنشيط، من ثم يصبح مدخل لنموذج الميكانيكى للعضلة لهيل. عنصر السلاسة (SE) والعنصر المتوازى (PE) يمثل زنبرك سلبى: Fm هى القوة الانقباضية، (CE) العنصر الانقباضى، F هى القوة المخرجة، x هى الطول



شكل (٤)

(أ) يمثل العنصر الانقباضى علاقة بين قوة العضلة، سرعة الانقباض والطول الذى يعدل بواسطة مستوى نشط (مستويات متعددة تظهرها)، (ب) امتداد عنصر السلاسل (X_{SE}) والتيبس (K_{SE}) يظهر فى وظيفة غير خطية لقوة العضلة

استخدام إطار نموذج هيل يمكن نقده من وجهتين نظر متناقضتين، لبعض، يعتبر غير متوافق مع بعض التجارب الفسيولوجية المعروفة ولا يرتكز على افتراضات لانقباض العضلة فى المستوى الجزئى (ملخص فى زاهالاك ١٩٩٠م). من هذا المنظور، الإطار الأكثر مناسبة يكون نماذج تستخدم إطار بيولوجى فيزيائى كما افترضه هوكسلى وزملاءه (مثل هوكسلى Hocksly ١٩٥٧م). أخيراً، فى الواقع ربما الأغلبية الذين يدرسوا حركة الإنسان نموذج هيل معقد جداً لترجمة بياناتهم أو تطوير نظريات حركية عصبية موحدة. نظرة البعض للعضلة يعتمد بدرجة كبيرة على خلفيته وعلى الأسئلة البحثية الذى يطرحها.

احتمال واحد : التحكم فى مدخلات العضلة (مدخلات رسم العضلة الكهربى) :

One possibility: Controlling muscle inputs (EMG inputs)

أغلب النماذج التقدمية لديناميكية حركة الإنسان تستخدم فى النماذج العضلية الهيكلية الت يتم التحكم فيها بإشارات إثارة عصبية التى تمثل مخرج الجهاز العصبى المركزى (زاجاك، جوردون Gourdon، ١٩٨٩م). بهذا، الجهاز العصبى مفصول أساساً من النموذج العضلى الهيكلى الميكانيكى، أنظر شكل (٥)، هذا مقنع لعدة أسباب :

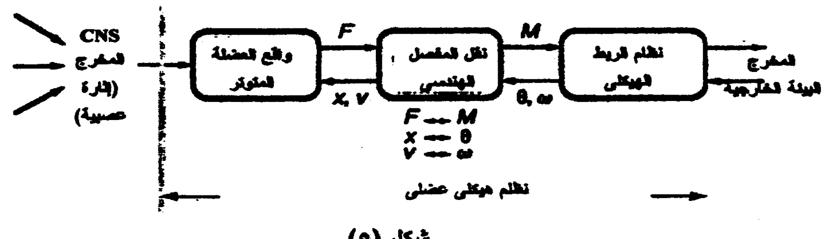
- مخرج الجهاز العصبى المركزى عن طريق الوحدات الحركية فى الواقع هـو الطريقـة الشهيرة النهائية للجهاز العصبى الذى يشمل مساهمات من مراكز أعلى، دوائر ـوكية موضعية وممرات تغذية مرتدة حسية.
- نقل المعلومات فى المستوى العصبى أحادى الاتجاه (مقابل ثنائى الاتجـاه فـى النظـام البيوميكانيكى).
- هذه الإشارة المتوسطة ترتبط بتفكك بنشاط رسم العضلة الكهربى الـذى يمكـن قياسـه تجريبياً.

لذا، النموذج مطلوب لديناميكيات العضلة، وليست لديناميكيات العصب. هذا المدخل، الموثق فى مكان أخر (مثل زاجاك وجوردون، ١٩٨٩م) يملك محددات داخله لأنظمة التحديد والتحكم بدوارة مفتوحة. باستخدام تركيب هيل كقاعدة، كل من النماذج الثابتة والديناميكيـة يمكن تطويرها.

نموذج العضلة الثابت : Quasi-static muscle models

لكى يصطلح على كونه ثابت، تأثيرات الكثافة (خصوصاً العنصر الانقباضى القوة-٠ السرعة) وتسارعات الكتلة يجب أن تهمل. بسبب أن الانحدار فى علاقة القـوة- السـرعة للعنصر الانقباضى أعلى لسرعات عنصر انقباضى منخفضة (شكل ٤)، القوى ربما تنحرف لأكثر من ٢٠% فوق الأيزومكيتريك للتطوير البطئ وبحوالى ١٠% للتقصير البطئ. علاقـة القوة- الطول للعنصر الانقباضى، معدل بواسطة مدخل التنشيط- الاتصال- الحد الحرج غير خطى (شكل ٦). مع ذلك، للعديد من التطبيقات، زنبركات خطية وثنائية الخط تمـد تمثيـل مفيد فوق المدى العامل للاهتمام (شكل ٦). عدة تقريبات أبسط تفترض أن وظائف العنصـر الانقباضى مثل مولد قوة الطول- الاستقلال (شكل ٦) أو مولد وضع القوة- الاستقلال (مثـل نماذج راك وبيتيون الموصوفة فى هوك ورايمر ١٩٨١م) التى فيها خطوط القـوة- الطـول رأسية). تركيب العنصر الانقباضى- عنصر السلاسل يظهر متصل ببندول مقلوب فى شـكل (٦) لتوضيح أنه بسبب القوة عبر عنصرى الانقباض والسلاسـل متشـابه، الإسـتراتيجية لتثبيت التوازن حساس جداً لعلاقة المفترضة للعنصر الانقباضى. كمثال، لـو مولـد القـوة

الطول- الاستقلال مفترض، هذه اللولبة المفتوحة، نظام الكتلة- الزنبرك غير ثابت ومعرض لاختلال التوازن.

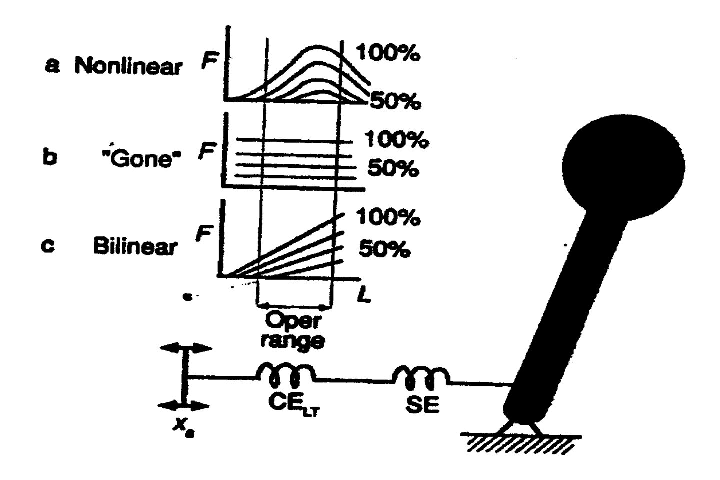


شكل (٥)

تخطيط يوضح المدخل الشهير لدراسة حركة الإنسان الذى فيه ديناميكيات النظام الهيكلى العضلى منفصلة عن الديناميكيات العصبية، وتوجد فقط ديناميكيات النظام العضلى الهيكلى منمذجة. هذه المدخلات إلى النموذج تشمل كل من التى تمثل المخرج للجهاز العصبى المركزى زائد المدخلات من البيئة (أقصى اليمين). لو نظام البيئة المزدوج يملك ديناميكيته الخاصة، من ثم أسهم المخرج- البيئة فى التواجه الميكانيكى يصبح سئ التحديد والنظام العضلى الهيكلى يزدوج ثنائى الأسباب بالنظام الخارجى

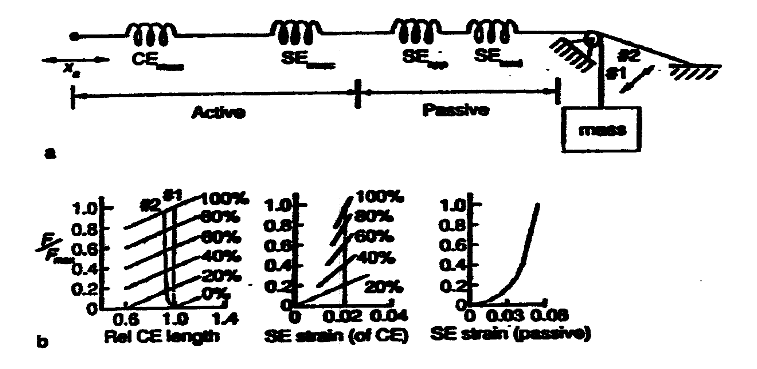
فى شكل (٧أ) مساهمات مثل الزنبرك للعضلة، الغشـاء العضـلى، والـوتر يعتبـر منفصلين. الامتداد يساوى شد النسيج مضرب فى الطول النسبى. مفترضاً ترتيـب سلاسـل، القوى فى كل العناصر متشابهة، وتضاف امتدادات العنصر. ولذلك، أى عنصر مـع تيـبس نسبى عالى (أعنى توافق منخفض) يمكن اهماله، فى الواقع، التوافقات بنفس الترتيب تقريباً (ايتيما وهويجنج، ١٩٩٠م). خواص مطاطية لعناصر زنبرك عنصر السلاسل يمكن اعتبـاره غير خطى، خطى أو ثنائى الخط معتمداً على أهداف التحليل وعلى مدى عمل القوة المهمـة تحت البحث. عدة محتويات هامة خاصة بالهدف لافتراضات عنصر السلاسل توضح فى شكل (٧ب)، لمهمة مثالية مثل رفع حمل، لو المكون المعتمد على التنشيط لعنصر السلاسـل تـم تمثيله بزنبرك خطى، حالة الثبات لعلاقة العضلة- عنصر السلاسل تصبح تقريباً رأسياً، ثابتة فى حوالى ٧% ومستقلة نسبياً عن الحمل. بسبب أن القوة عامة تعتمد على الطول والسرعة بالإضافة إلى التنشيط، هذا يقترح مساهمة عنصر السلاسل معتمد على التاريخ الـذى فيـه

العضلات المنشطة وغير المنشطة تتبع ممرات قوى - امتداد عنصر سلاسل مختلف، مع ممرات خلال عدم التنشيط لها امتدادات أعلى لقوة مفترضة وتصبح أفضل تمثيلاً بواسطة مقعر قوة- امتداد عن المفترض طبيعياً. لمهمة مثالية لانقباض أيزومترى ، كمية تقصير عنصر الانقباض تساوى كمية الامتداد الكلى لعنصر السلاسل لكن المساهمات النسبية للتنشيط- الاستقلال والامتدادات السلبية لعنصر السلاسل هو وظيفة التنشيط.



شكل (٦)

تخطيط ثابت لنموذج هيل للعضلة، متواجه مع بندول بكتلة. ٣ نماذج قوة- طول مفترضة: (أ) غير خطى، (ب) خطى كمنطقة مستوية (مولد قوة طول- استقلال)، (جـ) ثنائى الخط



شكل (٧)

سلوك عضلة ثابتة مثل الزنبرك. (أ) اتصالات سلاسل تمثل (من اليسار لليمين) القوة- الطول لعنصر الانقباض للعضلة (الطول- الوتر)، عنصر السلاسل للعضلة، مع التيبس وظيفة للتنشيط (أعنى عدد الروابط المتصلة)، الغشاء العضلي، والوتر. ٢ أقصى مثالين للتفاعل مع البيئة ممثلة: فى #١، قوة العضلة تتحدد بواسطة نظام الشد- الكتلة والوضع يكون حر لتنوع، بينما #٢ طول العضلة مخصص (أيزومترى) والقوة حرة للتنوع، (ب) افتراضات ممثلة للعلاقات المكونات لهذه العناصر الزنبركية، مع ٢ مكون زنبركى سلبى مجمعين، نتيجة معرفة محدود لخواص الغشاء العضلي، هنا انحدار القوة- الطول يفترض أن يكون ثابت، مع الزنبرك المفهومى أو الحد الحرج، الانزلاق لليسار مع زيادة التنشيط (القيم). التنشيط- الاستقلال لعنصر السلاسل للعضلة يفترض زنبركات خطية لهذه الروابط التى تتصل، من ثم الانحدار يزيد مباشرة مع التنشيط (القيم)، يعرض المدى المفهوم فسيولوجياً. الزنبرك السلبى يشمل "منطقة أصبع قدم" شبه الأس غير خطية متبوعاً بمنطقة خطية.

بالرغم من أنه يوجد استثناءات ملحوظة (مثل، النسيج الوترى القليل فى بعض العضلات للعمود الفقرى)، كل من العضلات والأوتار طبيعياً تمد مساهمات دالة فى امتداد عنصر السلاسل الكلى، مع مساهمة العضلة تكون أكثر تعقيداً وبالمثل أكبر من التنشيط

المنخفض وخلال عدم التنشيط عن مساهمة الوتر التى تكون أكبر فى التنشيط وقوة أعلى. عندما يرغب فى عنصر سلاسل مجمع مفرد علاقة تشبه الأس غير خطية تمثل السلوك الكلى أفضل من الخطية خصوصاً فى منطقة التنشيط المنخفض لأهميتها الأساسية فى أغلب نشاطات الحياة اليومية (وينترز ١٩٩٠). مع ذلك، المساهمة النسبية للعضلة والوتر يمكن أن تتنوع، الذى يبدو ثابتاً مع الأدوار الوظيفية المفترضة لمختلف الوحدات العضلية الوترية خلال نشاطات الحياة. ألكسندر وكير (١٩٩٠م) أشارا إلى أن المساحة المقطعية النسبية للوتر مقابل العضلات تتنوع ونقترح ثلاث صنوف للوحدات العضلية الوترية (أنظر مونجيول ووينترز، ١٩٩٠م) :

١- وحدات مع أوتار قصيرة قادرة على إنتاج كميات أكبر من العمل العضلى.
٢- وحدات مع أوتار غليظة طويلة تعتاد أن تبقى فى منطقة إصبع القدم الخطية (تحت شد ٢-٣%) وبهذا تبدو مثالية للعمل عن بعد والتعديل (مثل العضلات فى الساعد).
٣- وحدات مع أوتار أسطوانية طويلة نسبياً تعتاد أن تعمل فى مدى خطى خلال الحركة وأفضل تصميماً لتخزين- اطلاق- نقل الطاقة (مثل عضلات الطرف السفلى).

نماذج العضلة الديناميكية : تفاعل ثنائى السبب :

Dynamic muscle models: Bicausal interaction

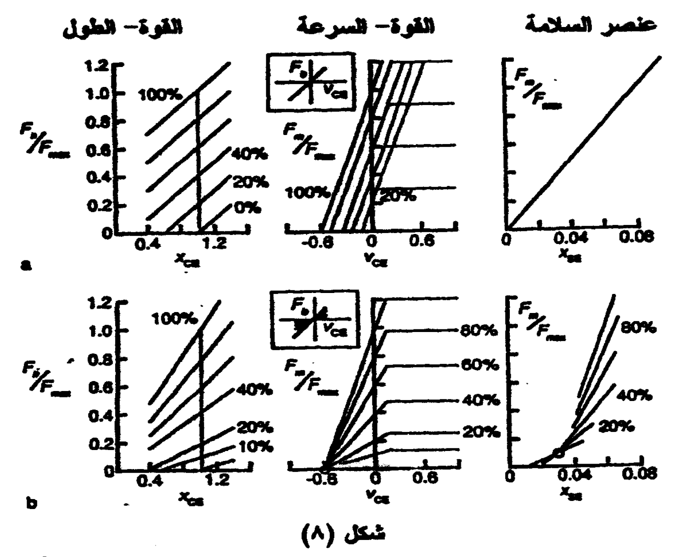
هل يمكن نمذجة العضلة ببساطة بمرشح تنعيم (تمرير- منخفض) أحادى السبب (طريق واحد)؟ لا يمكن. كما يتضح من شكل (٢) إلى (٧)، قوة العضلة كثير منها دالة لطول العضلة والسرعة، مع المخرج الميكانيكى يشمل قوة ثنائية السبب (طريقين) ونقل مركز- سرعة. هذا الأساس المفهومى يحبط استخدام نماذج أحادية الجانب. استثناء ممكن هو الحركات الإرادية غير المحملة (مثل بعض أنواع حركات العين).

هل ترتيب تركيب العنصر الانقباضى- عنصر السلاسل ضرورى؟ فى الواقع دائماً. هانافورد ووينترز (١٩٩٠م) قارنا عضلة هيكلية مع مشغلات كهربية، هيدروليك وهوائية واستخلصا أن التمايزات الأولية هى وجود توافق سلاسل داخلية (وغير خطية) وتفاعل للعنصر الانقباضى- عنصر السلاسل خلال مهام ديناميكية.

هل يمكن لسلوك العضلة أن يكون خطى (مثل شكل ٨أ) لبعض المهام؟ بسبب بساطة نظرية النظام الخطى، يوجد عادة أن يمثل بخط نموذج هيل فوق بعض مدى التشغيل. وينترز وستارك (١٩٨٧م) وضحا حالات فيها نموذج عضلة- مفصل غير خطى من الدرجة الثامنة متضادة يمد مسارات مخرج لبعض المهام تبدو مثل استجابات نظام خطى منخفض الترتيب. هذا يمكن تفسيره بملاحظة عناصر ثنائية الخط مفهومية لشكل (٨ب). لو المدخل العصبى ثابت، النموذج يصبح تقريباً خطى. بالمثل، للمهام التى لا يوجد بها حمل خارجى ومدى صغير من الحركة، عناصر القوة- الطول فى عنصر الانقباض وعنصر السلاسل غالباً يوضع خطى (أو أحياناً يزال). وضع خط لعلاقة القوة- السرعة فى العنصر الانقباض ليمثل كل من عمل التقصير والتطوير للعضلة يكون أكثر خطورة خصوصاً بسبب أن التضاد غير فعالى فى الاطفاء بسبب أن اللزوجة العالية لهم (مقارنة بعلاقة القوة)- السرعة لعنصر الانقباض فى شكل (٨أ) إلى الموجود (٨ب) للتنشيط المنخفض). إلى حد ما، هذه المشكلة يمكن تخطيها لحركات اتجاه واحد بجعل المضادات بلزوجة منخفضة عن المؤديات (مثل ليهمان وستارك، ١٩٧٩م). مع ذلك حتى مع الخطية الخاصة بمهمة، بعض السمات لا يمكن الحصول عليها.

هذا يمكن رؤيته فى تتبع المهمة فى شكل (٩)، برغم عدم تنشيط المضادات، مضادات التطويل للنموذج الخطى تنتج عزم مقاومة خلال الفترة بين ٥٠ و ١٠٠ مللى ثانية. بالإضافة إلى الأنماط الكلية للنموذج الخطى انعدمت بسبب عدم وجود قدرة داخل النظام لتعديل تكيفى لخواص النظام الديناميكى. هذه المساعدة تفسر النتائج المحصل عليها عندما تقود نموذجين. فى كلا الحالتين إستراتيجية التحكم العصبى مثلى بخصوص تقليل خطأ تتبع الوضع (سيف-نراجى، ١٩٨٩م). لكن خطأ المرجع الأمثل يعتبر أكبر عند استخدام النموذج الخطى، خصوصاً عند محاولة تتبع الهبوط.

عامة، التاريخ يقترح أن الخطية هى تقريب منحنى يساهم قليلاً فى الفهم المفهوم للتحكم العضلى العصبى.



شكل (٨)

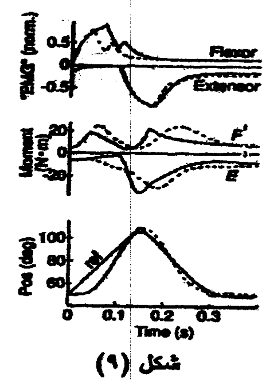
علاقات مبسطة لعناصر داخل نموذج العضلة الأساسي لهيل. (أ) خطي، مرتكزاً على مدى عمل فسيولوجي مثالي (لاحظ أن علاقة القوة- الطول- السرعة- لعنصر الانقباض هنا مضاف). (ب) عناصر ثنائية الخط، مع كل عنصر وظيفة تزايدية لمدخل التنشيط (حتى التشبع)، علاقات (القيم) ربما تدمج تزايدياً أو إضافياً مع تأثيرات مختلفة. القوة- السرعة لعنصر الانقباض هو القوة المفرغة (المفقودة)

نظرات إلى السلوك غير الخطي عن طريق عناصر نموذج عضلة ثنائي الخط :

Insights into non-linear behavior via bilinear muscle model elements

في الجزء السابق، نموذج ثنائي الخط للعضلة (شكل ٨ب) تـم اسـتخدامه لاظهـار الظروف المحددة التي تحتها تبدو العضلة خطية. بالرغم من أن هوجان (١٩٨٤م) اسـتخدام علاقة قوة- طول لعنصر الانقباض ثنائية الخط لوضع مبادئ لتعديل التيبس وإلى حد معرفة الباحث، لا يوجد واحد يحاول صياغة نموذج ثنائي الخط ديناميكي للعضـلة، لمـاذا نعتبـر عناصر ثنائية الخط؟ يوجد سببين أساسيين.

أولاً، كل من العلاقات غير الخطية لطرق العضلة يمكن ضـبطها بواسـطة علاقـات ثنائية الخط (شكل ٨ب)، هذا المدخل المبسط ساعدنا فى نظرة واضحة لمحتويات الخـواص غير الخطية. كمثال، أعيد اعتبار المحاكاة فى شكل (٩) الذى فيه خواص العضلة تم وضعها خطياً مرتكزاً على مدى العمل الذى يحدث فى مسار هذه المهمة التتبعية. التأكـل فـى الأداء مع النموذج الخطى، حتى عندما تعاد أمثليتها، يحدث بسبب أن لوغاريتم الأمثليـة لا يمكـن أخذه كميزة لتباين التنشيط- المعتمد فى خواص التيبس ليمد تغيرات أكثـر فـى مسـتويات القوة- العزم للعضلة. هذه المحاكاة أيضاً توضح أنه ربما الجزء الأكثر أهمية لعلاقة القوة- السرعة لعنصر الانقباض: خواص غير خطية تسمح للمضاد أن يختفى بفعالية ومن ثم يعـاد ظهوره اختيارياً. الإستراتيجية منتشرة الاستخدام للتعـديل عـن طريـق تنشـيط مشـترك للمضادات يمد خلاله مهمة وحلول الأمثلية غالباً تأخذ ميزة هذا (وينترز، سـتارك، سـيف- ناراجى، ١٩٨٨م). على التضاد، لنماذج خطية لا يوجد قيمة فى الحصـول علـى عضـلات مشتركة الانقباض، ولا يتوقع فى حلول الأمثلية (سيف- ناراجى، ١٩٨٩م، سيف- نـاراجى ووينترز، ١٩٨٩م أ، ١٩٩٠م).



شكل (٩)

تأثيرات الخطى على حركات تتبع مثلى بواسطة نموذج الكوع المفصل- العضلة المتضاد. معيار الأداء يكون الأمثل هو خطأ متوسط المربع بين مسارات (مثلثية) الواقع والمرجعية، أطوال وأعراض نبضة الإثارة العصبية هى المثلى. استجابة النموذج الأمثل للنموذج الخطى (خط ثقيل) خطى ومن ثم إعادة الأمثلية (خط متقطع)

ثانياً، رغم أنها لم تتطور مثل النظرية الخطية، نظرية النظام ثنائي الخط يقترح بعض أشكال لتركيب التحكم فى التغذية المرتجعة العصبية يبدو متوافق مع دوائر عصبية معروفة. فى النظام ثنائى الخط، بالإضافة، إلى المصطلحات الخطية فى معادلات الحالة، يوجد مصطلحات تزايدية بين متغير الحالة والمدخل (أو حالة أخرى فى بعض الحالات). من منظورنا، مدخل التحكم يمكن أن يفكر فيه أنه تعديل للمعامل (الثابت طبيعياً) فى مقدمة متغير الحالة، وبهذا قادر على تعديل الخواص الأساسية للنظام الديناميكى. مثل هذا التباين التركيبى هو علامة لنظام تعديلى. نظرية ثنائى الخطوط أيضاً يظهر أنه لأنظمة مع مدخلات-حالات (كما هنا)، نظام ثنائى الخطوط ربما يكون واقعياً أكثر تحكماً (موهلر، ١٩٩١م)، أكثر من هذا، شكل مثل هذه التحكمات فى التغذية الرجعية تزايدى، وهو ما يمد تمثيل منطقى لدائرة عصبية شوكية معروفة.

إمكانية أخرى: شاملة عناصر عصبية داخل النموذج :

Another possibility: Including neural elements within the model

يوجد مشكلة أساسية مع إضافة عناصر عصبية لعملية النمذجة: على عكس النظام العضلى الهيكلى أينما نفس الأنسجة تستخدم خلالها والنمذجة للخواص الميكانيكية لكل نسيج ممكنة، ليس من الممكن خلق مسار تتبعى لدائرة عصبية. يوجد البلايين من الخلايا العصبية فى الجهاز العصبى المركزى وحتى الوحدات الحركية العصبية المفردة يمكنها استقبال الآلاف من المدخلات. نحن نعرف القليل عن وظيفة أغلب الخلايا العصبية فى الجهاز العصبى المركزى. لكن الاتجاه الحالى نحو نمذجة فقط النظام العضلى الهيكلى (مع مخرج جهاز عصبى مركزى يكون مدخل نموذج) ربما لا يكون أفضل مدخل، دمج مستويات منخفضة من عناصر عصبية ربما يؤثر على إستراتيجية حركة عصبية حركية بمستوى أعلى. الهدف من هذا الجزء هو اقتراح أشكال من العناصر العصبية البسيطة بدرجة كافية لتلاءم إطار عملية نمذجة أكثر وبتفصيل كافى لمعرفة السلوك العصبى العضلى الهيكلى الأساسى.

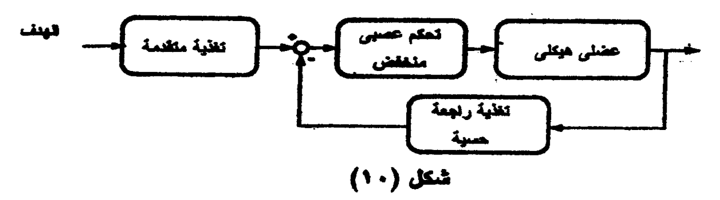
من منظور نظام التحكم فى التغذية المرتجعة (المرتدة) التقليدى، النظام العضلى الهيكلى يمثل محور التحكم شكل (١٠). هذا التركيب الأساسى يمتد فى شكل (١١) ليشمل عناصر معروفة لدوائر عصبية فى النخاع الشوكى. يوجد ممرات من جهاز عصبى مركزى

أعلى تعدل معاملات التغذية المرتجعة، العلامة لنظام تحكم تكيفي. مدخلين نحو بنـاء دائـرة حركية عصبية منخفضة مع ديناميكيات العضلة يمكن أخذها: (١) هذه التي لا تفصل نشـاط العضلة ورد الفعل، (٢) وهذه التي تعمل هذا.

نمذجة جهاز حركي حسي عصبي طرفي أساسي :
Modeling basic peripheral neurosensorimotor apparatus

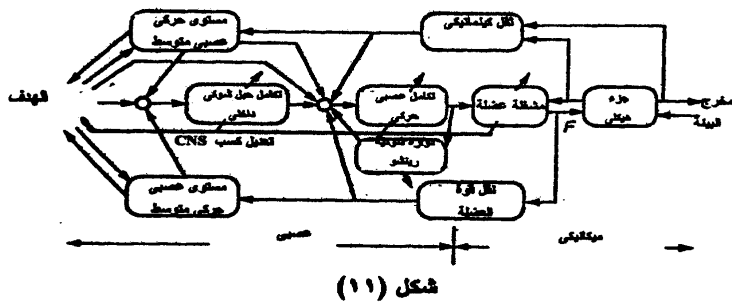
نمذجة جهاز عصبي حركي : Modeling motor neuronal apparatus

يوجد نوعين أساسيين من الخلايا العصبية الحركية هي ألفا وجاما. للتقريـب الأول، ألفا وجاما تستقبل قيادة مركزية، تثير الألياف العضلية التي تكون تركيبياً بـالتوازي (شـكل ١٢). كل عضلة تعطى عصبي بواسطة ألفا بتنوع في الحجم (شكل ١٣)، مع أغلب العضلات تملك مدى من تركيب ألياف فردية، من وجهة نظر بيوميكانيكية يمكن أن تصنف إلى أنـواع عديدة: سريعة التعب تغذى من ألفا كبيرة، وسريعة تقاوم التعب وبطيئة تصنف إلـى أنـواع عديدة تغذى بألفا أصغر. لأغلب العضلات يوجد عدد متساوى مـن ألفـا سـريعة وبطيئـة (وينترز وستارك، ١٩٨٨م). الألفا الكبيرة تعتاد أن تكون أخر من يوظف بواسطة القائد من الجهاز العصبي المركزي للخلية العصبية الحركية شكل (١٣)، تثير ألياف العضلة السـريعة الانقباض وتصل لمعدل اشتغال قمي منخفض. الجاما تعتاد أن تكون من حجم مساوى لألفـا وغالباً تنفصل وظيفياً إلى جاما ثابتة وديناميكية (لويب، ١٩٨٤م). هذا التباين في الأنـواع جعل الباحثون يستخدموا تحكم منفصل لمعدل إعادة التوظيف والاشعال (هـاتزي، ١٩٨١م). آخرين فصلوا عضلة إلى عدة عناصر تركيبية متوازية (غالباً ثلاثة) مـع خـواص مختلفـة (هيمامي، ١٩٨٥م). هذه الاختيارات بالرغم من حيويتها تضيف لتعقيد النموذج الكلي والعدد المطلوب من مدخلات التحكم. إستراتيجية بديلة تدمج كل من هذه الملاحظات وتفترض إعادة توظيف مرتب (ألياف بطيئة أولاً) تشمل مقياس لسرعة أقصى عنصر انقباض بـدون حمـل كوظيفة للتنشيط، شكل (٤).



شكل (١٠)

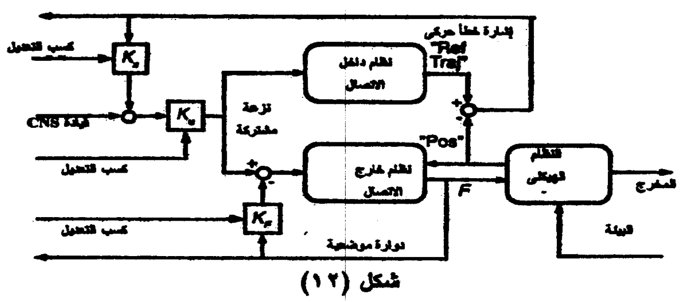
رسم تخطيطى للتحكم فى التغذية الراجعة والتقدمية التقليدية لنظام عضلى هيكلى عصبى



شكل (١١)

تركيب تغذية راجعة- أمامية التى تشمل توصيلات دوائر عصبية شوكية أساسية وتبرز التدفق التجمعى والتفرقى للمعلومات، عدة دورات تغذية مرتجعة، والجهاز العصبى المركزى يحصل على التعديل فى مستويات متنوعة (خطوط أخف تعبر خلال المقاطع).

كل الإشارات تمثل المتجهات وأغلبها يملك تأخير وقت دال بين المقاطع



شكل (١٢)

نموذج عصبى عضلى يحافظ على سمات النموذج المرجعى التقليدية لتركيب التحكم الكيفى (مثل لاندو ١٩٧٩م). هذا الترتيب التركيبى الذى يطبق على جاما- الثابتة والصغير- للمتوسط ألفا، أحياناً يسمى رابطة ألفا- جاما أو تنشيط ألفا- جاما. المربعات (كل مع مدخلين) تمثل عناصر تزايدية الدوائر الصغيرة تمثل وصلات إضافية. إشارة المركز خارج الاتصال هى وظيفة لتفاعل ثنائى السبب بين ديناميكيات العضلة والنظام الهيكلى.

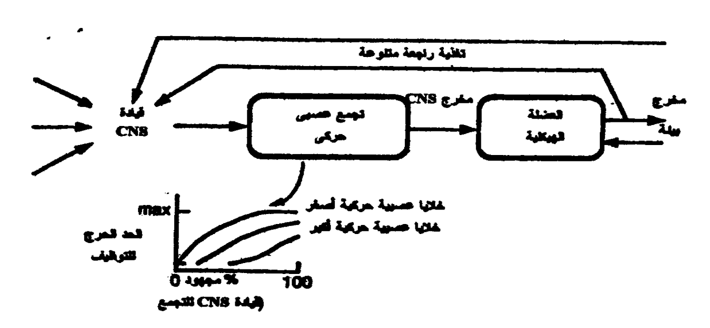
نمذجة الجهاز الحسى : Modeling sensory apparatus

المحسات الكبرى هى مغازل العضلات، أعضاء وتر جولجى، زاوية المفصل ومحسات تعب الاتصال، ومحسات اتصال بالبيئة (ضغط وحرارة). محسات بيولوجية تكون حساسة لكل من المدى المطلق لمتغير معين ومعدل تغيره.

المغازل تقيس طول العضلة النسبى مقابل المطلق (شكل ٦) إلى (١٤). غالباً تظهر زيادة حساسية للإطالة المبدئية (أيزوكينيتيك) داخل منطقة معينة، مع إطالة أكثر تحدد المنطقة الأكثر حساسية التى ربما تقرب أفضل بافتراض منتج علاقة تزايدية (هوك ورايمر، ١٩٨١م) أو تشكل ديناميكيات درجة أولى غير خطية (هاسان ١٩٨٣م). المصادر لمثل هذا السلوك لم تحل، لكن تعطى ترتيب سلاسل بين الجهاز الحسى والعنصر الانقباضى وعنصر السلاسل (شكل ١٤)، اظهار عنصر الانقباض ربما يساعد فى تفسير النقل من زيادة الحساسية إلى حساسية منخفضة بالتطوير ونقص هذا التأثير مع التقصير.

تأخير وقت النقل : Transmission time delays

السرعة التى فيها تنتقل المعلومات بواسطة انتشار نشط عبر الخلايا العصبية يتراوح من ٢ إلى ١٢٠م/ثانية، السرعة تكون أعلى لمحور عصب أكبر. المسافات من الحبل الشوكى للعضلات تتراوح من ٥ إلى ١٠٠سم. لهذا، كل من زمن النقل الحسى والحركى يقترب من أعشار من الميلى ثانية، الذى يكون دال بالنسبة إلى الديناميكيات المؤقتة للجهاز العضلى الهيكلى لعدة مهام. الضخ النشط عبر الأنسجة العضلية (يبدأ من الوصلة العضلية العصبية أو طبقاً للنهاية الحركية) فى ترتيب ١ إلى ٥م/ث الذى لعضلات أطول ينتج تأخير وقت إضافى يكون دال ومحتمل انقباض عضلى غير موحد.



شكل (١٣)

خريطة عصبية حركية أساسية نسبة للنموذج العضلى العصبى. الخلايا العصبية الحركية لعضلة معينة توظف من صغير لكبير مع زيادة الإثارة العصبية بسبب أن العصب الأكبر له حد حرج أعلى (مبدأ الحجم). بالرغم من أنه يمثل هنا بزيادة فى الحجم وقيادة عصبية للتجمع الحركى، فى الواقع يعتاد وجود استمرار فى حجوم المحور وخواص تعب الليفة العضلية زائد إمكانية عبور نظام الدوال الاولى لبعض أنواع المهام

رد فعل عضلة أبسط لنماذج عصبية عضلية :

Simpler muscle reflex (motor servo) Neuromuscular models

تجميع العضلة والدوائر العصبية الشوكية فى وحدة وظيفية مفردة تطوروا ليمثلوا

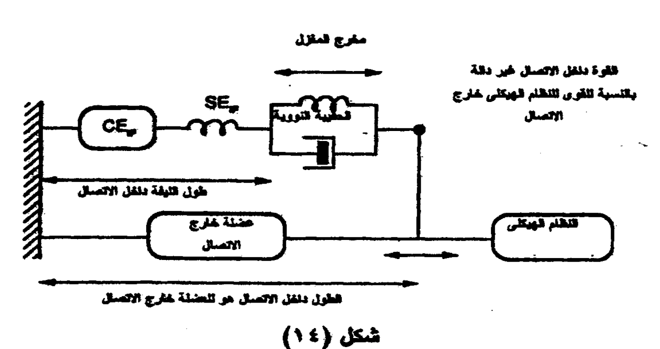
بيانات مدخل- مخرج من تجارب تشمل توابع فى الطول- الزاوية أو القوة- العـزم. هـذه النماذج يمكن النظر لها من داخل إطار العمل (هـوك ورايمـر، ١٩٨١م، هاسـان، اينوكـا وستيورات ١٩٨٥م). بيزى، أكورنيرو، شابل، هوجان (١٩٨٤م) أبرزوا تعـديل (انحـدار) التيبس. على العكس، فيلدمان (١٩٧٤م) اعتبر جهاز رد فعل- العضلة ليظهر سلوك شـبيه بالزنبرك الذى فيه عشوائية الزنبرك أو الحد الحرج، يتنوع مع التغير فى القيادة المركزيـة بهذا تخلق مجموعة من تنوع منحنيات القوة- الطول، الذى يحدد حالة الوقفة. داخـل هـذا الإطار، رسم العضل الكهربى يعتبر إشارة داخلية تتنوع كتابع للتغير فى القيـادة المركزيـة والتردد الخارجى (فيلدمان وآخرون، ١٩٩٠م)، من ثم، تذبذب رسم العضلة الكهربى متوقع. هذا يساعد فى تفسير جزئياً كيف أن القياس للتيبس غير المتنوع يعتبر أعلى مـن المتوقـع من علاقات التوتر- الطول للعضلة وغالباً عنصر السلاسل.

هوك (١٩٧٩م) اقترح مصطلح السيرفو الحركى لوحدات رد فعل- عضلة وظيفيـة وأيضاً استخدم جملة تنظيم التيبس ليقترح أن الإثارة العصبية غير المنتظمة ربما تساعد فى طرق التوتر- الطول للعضلة غير منتظمة لتنتج تقريباً مستويات تيـبس خطيـة لمجموعـة حركية معينة، وكيف كسب التغذية المرتجعة من المغازل وأعضاء جولجى ربما تعـدل فـى توافق لمساعدة المجموعة فى مستويات تيبس ثابتة. هذا العمل تم مده إلى سلوك غير خطى بواسطة وو، هوك، يونج وميلر (١٩٩٠م) الذين لاحظوا أن النظام غير الخطى يبـدو ثابـت لتنوع من ظروف الاتصال.

نماذج من عناصر عضلية وعصبية منفصلة :

Models with separate neural and muscular elements

باحثين قلائل حاولوا استخدام عناصر عضلية وعصبية فردية داخل نموذج عضـلى عصبى كبير المقاييس. لويب وليفين (١٩٩٠م) استخدموا مدخل مع أساس من نظام التحكم التقليدى، مصفوفات كسب تغذية مرتجعة معدلة خلال حركة القطة بمداخل مختلفة للاتصـال التى تكون تحت تحكم مولد نمط مركزى يقود التجمع الحركى. مدخل بـديل هـو اسـتخدام تحكمات قليلة لكل عضلة وتبرز إستراتيجية التغذية المقدمة السائدة التى تأخذ ميزة خـواص العضلة غير الخطية وتعدل كسب التغذية المرتجعة.



شكل (١٤)

توضيح يظهر عملية النقل الحسية لمغزل العضلة وموضعه التركيبى داخل النظام العضلى الهيكلى

التحديات فى استخدام كل من التغذية المقدمة والمرتجعة :

The challenge of using both feed forward and feedback

نظرية التحكم بالتغذية المرتجعة ترتكز على مفهوم أن افضل مدخل تحكم لشئ يجب أن يرتكز على أكبر معلومات، الذى يشمل معلومات تغذية مرتجعة بخصوص حالات داخلية وأداء كلى. فى تصميم نظام التحكم بالتغذية المرتجعة، يوجد ثلاث اهتمامات كبرى: (١) الحفاظ على ثبات النظام، (٢) القدرة على التحكم وملاحظة حالات النظام، (٣) أداء ديناميكى مرغوب للنظام.

وجود تأخير زمن دوارة فى حوالى ٤٠ ميلى ثانية يقلل الأمثلية لاستخدام تغذية مرتجعة بالوقت خلال الحركات الديناميكية. من وجهة نظر ثابتة، يصبح ضرورى أن كسب التغذية المرتجعة لا يجب أن يكون عالى. فى الواقع هذا هو أحد الأسباب لانتشار المحاكاة التى لها نماذج عضلية هيكلية منفصلة مع مدخل إثارة عصبية (مخرج جهاز عصبى مركزى). مع ذلك سجلات رسم العضل الكهربى تظهر إشارات تعديل تغذية مرتجعة حية بواسطة رد فعل إطالة وردود فعل شرطية. بهذا على الأقل، إستراتيجية التغذية المرتجعة تعدل بتحفظ بواسطة التغذية المرتجعة الحسية.

الافتراضات التالية والملاحظات أساسية لأى مدخل تغذية مقدمة :

١- أغلب المهام موجهة لهدف، مع سلوك يتم تعلمه من خبرة سابقة.

٢- الخارجية العصبية العضلية غير الخطية هى ذات غرض وكتابع مباشر قادرة علـــى أداء ديناميكى رشيق خصوصاً عندما تتفاعل مع البيئة- خواص ميكانيكيـــة للعضـــلة علـــى الخصوص تعدل بقوة خلال المهام الحركية.

٣- مع تردد مفاجئ، خواص العضلة غير الخطية تمد تيبس متوقع حتـــى يســـتعيد دوائـــر عصبية شوكية (تعمل مع معلومات حسية) لتوازن مرغوب.

٤- كسب التغذية المرتجعة الكينماتيكية يعتاد أن يزيد مع مستوى تنشيط (لاكوانيتى، ليكاتا، سويكتينج، ١٩٨٢م)، بسبب الخواص العضلية الميكانيكية غير الخطية، المحاكاة تظهر أن الحد الحرج الذى فيه مثل هذا التأخير للكسب فى التغذية المرتجعة الكينماتيكية يبـــدأ فى تسبيب سلوك نظام غير ثابت يزيد خطياً مع التنشيط (وينترز، ١٩٨٥م).

٥- هذا التعديل لكسب التغذية المرتجعة عملية تزايدية (أياً كان النظر لها على أنها إشـــارة مقدمة تعدل كسب التغذية المرتجعة أو إشارة تغذية مرتجعة تعدل إشارات مقدمـــة هـــى موضع وجهة نظر).

٦- سلوك التغذية المرتجعة أكثر تحفظاً عن السلوك المقدم وينظر لـــه أفضـــل علـــى أنـــه إشارات للتقدم.

٧- الاستخدام الأساسى للتغذية المرتجعة الحسية ربما يكون خاص بمهمة للتعلم خارج الخط بواسطة الشبكات العصبية.

نماذج عصبية عضلية وعملية أمثلية :

Neuromuscular models and the optimization process

نظرية الامثلية هى وسيلة مفيدة لاكتشـــاف موجـــه للهـــدف (هوجـــان ووينتـــرز، ١٩٩٠م). يوجد ٤ مكونات لعملية الأمثلية، شكل (١٥).

١- نظام ديناميكى التحكم فيه.

٢- معيار أداء مقياسى يحدد هدف الحركة.

٣- التحكم الذى عمل على النظام.

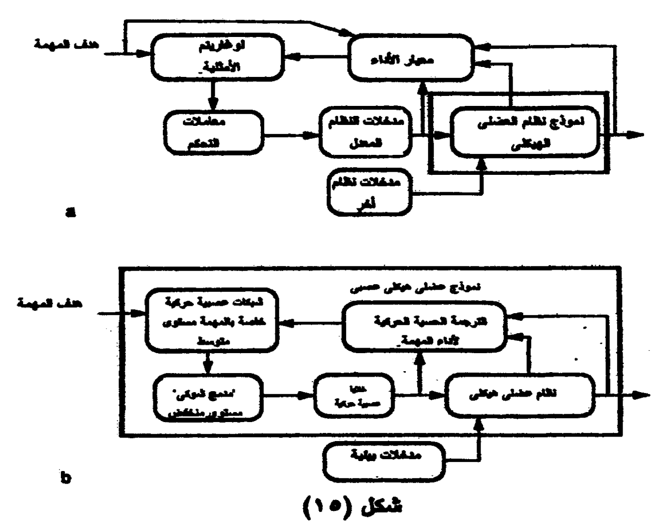
٤- اللوغاريتم الذى يحدد التحكم المناسب.

الحلول الرقمية مطلوبة للحركات ثلاثية الأبعاد. بالرغم من التنوع فى الطرق الرقمية المتوفرة، الكثير مطلوب لتحيد الحد العام (غالباً الأدنى) لمعيار الأداء داخل فراغ التحكم المتوفر. من هذا المنظور، ربما يوجد تناسق بين العملية التى بها اللوغاريتم يقترب من الحل والعمليات التى ربما تستخدم بواسطة النظام الحركى العصبى. وجدنا أن لوغاريتم الأمثلية الرقمى المشابه (فى حالتنا التى تملك كل من سمات عشوائية ووسطية) (وينترز، ١٩٩١م) غالباً تقترب من الحلول أكثر سرعة عندما نستخدم نماذج عضلية غير خطية بدلاً من الخطية (سيف-ناراجى ووينترز، ١٩٩٠م). هذا ربما يرجع إلى المعيار داخل فراغ التحكم. الشبكات العصبية تعتاد أن تعمل أفضل مع الأنظمة غير الخطية.

فى شكل (١٥ب) لوغاريتم الأمثلية دمج فى عملية النمذجة الحركية العصبية. هنا يقترح أنه خلال عملية التدريب، التركيبات الحركية العصبية متوسطة المستوى التى تشمل فى تحديد إستراتيجيات تنفيذ الحركات المناسبة مفترضاً هدف، يمثل شكل متقدم للوغاريتم الأمثلية (وينترز، موليس، ١٩٩٣م). بما أن الشبكة العصبية المنفصلة لا يجب أن تطلب عندما يوجد تغيرات فى المقياس داخل صنف من المهمة (مثل مدى الحركة أو الاتجاه، السرعة المرغوبة أو وزن الأشياء، مثل الأكواب)، شبكة الأمثلية يمكن أن يفكر فيها على أنها عملية مدخل- مخرج تكون خريطة لهدف مهمة فى إستراتيجية تنفيذ حركية عصبية تنفرد مع الوقت. هدف المهمة، مخصصاً بمعيار الأداء يفترض أن يأتى من تركيب عصبى أعلى، لاحظ أن المداخل مثل الشبكات العصبية، تحكم المجموعة وأنظمة الخبراء تبدأ فى التقارب مع المراجع، والآن المداخل التفرعية تبدو تمثل فرص أفضل لتقريب هذه المستويات العالية المرتبطة مع التخطيط المنظم.

ويجب أن يوجد شبكة عامة ثانية على التوازى مع الشبكات العصبية منخفضة المستوى الخاصة بالهدف مشمولة فى التوافق لكل الثبات العام التعديل (بين الأجزاء ومع البيئة). بالفعل، هذه الشبكة يجب أن تقود الإشارات العصبية خلفاً نحو مستويات قاعدة لحوالى ١٠% من الأقصى. مع ذلك، ترتكز على أهداف العينة لشبكات عصبية خاصة بالهدف ومعلومات من المحسات يمكن أن تعمل فى توازى مع إشارات فى ثلاث طرق مرتبطة: (١) مستويات تنشيط مشترك تتنوع مؤقتاً، (٢) كسب تغذية مرتجعة متنوعة لو

الإستراتيجية الفعلية لربط مثل هذا الكسب بمستويات التنشيط العضلى ليست مناســبة، (٣) صيانة عامة للثبات الكلى.



شكل (١٥)

وجهة نظر مفهومية للعلاقة بين نموذج عضلى هيكلى عصبى وعملية أمثلية. (أ) مشكلة أمثلية ديناميكية تقليدية للنظام العضلى الهيكلى، مظهراً العلاقة التركيبية بين المكونات. (ب) مفهوم لوغاريتم الأمثلية يدمج داخل إطار النموذج العضلى الهيكلى العصبى كشبكات عصبية خاصة بالمهمة ديناميكية التى تقوم نظام عضلى هيكلى منخفض رشيق يستخدم معلومات حسية أساساً من تعديل خارج الخط لأداء مستقبلى

السمات المتقدمة للأنظمة العصبية التى يجب أن تعرف بواسطة لوغاريتمات أمثليــة حالية تعمل معالجة متوازية ممتدة، قادرة على الاستنباط (مثل المقايسة لظــروف جديــدة أو تغيرات فى الأهداف)، وأجهزة الحركة العصبية التى تضبط لأى مهمة مفردة لكن بــدلاً مــن ذلك تمكن عدة مهام لتؤدى جيداً.

النمذجة لأنظمة أمثلية متقدمة وعكسية :

Modeling for inverse and forward optimization schemes

طرق الأمثلية تستخدم لسببين منفصلين فى بيوميكانيكا الحركة (زاجـاك ووينتـرز، ١٩٩٠م): (١) لحل مشكلة العضلة (الحمل- المشاركة)، (٢) ولتوليد حركـة مـن منظـور حركى عصبى، وللتمييز بينهما تستخدم التصنيفات الثابتة والديناميكية على التوالى (زاجـاك وجوردون، ١٩٨٩م). ومع ذلك افترض (وينترز ١٩٩١م، وينترز وفان دير هيلم، ١٩٩٣م) أمثلية معكوسة وتقدمية. أيضاً اقترح أن مصطلحات وظيفة التكلفة أو وظيفة الجزاء تستخدم لمعيار أمثلية معكوسة مقياسية بينما معيار الأداء يمثل فى حالات أمثلية متقدمة.

أمثلية معكوسة : **Inverse optiomization**

فى وينترز (١٩٩١م) خمس صنوف للأمثلية المعكوسة تم تطويرهـا لحـل مشـكلة مشاركة الحمل :

١- مداخل أمثلية (تقليل) هيوريستيك معكوسة.
٢- أمثلية ثابتة معكوسة.
٣- أمثلية ديناميكية معكوسة.
٤- أمثلية متكاملة معكوسة.
٥- أمثلية ديناميكية معكوسة- متقدمة.

كل هذه المداخل تبدأ مع معرفة كينماتيكية مخصصة، وهى إما مفترضـة أو مقاسـة تجريبياً (شكل ١٦أ). عادة النموذج للعضلة ببساطة مولد قوة أو منحنى قوة- تنشيط ثابـت. مع ذلك، النماذج الديناميكية مثل الأشكال البسيطة لنموذج هيل، يمكن حلها عكسـياً لتقـدير إشارات التنشيط (هابى، ١٩٩٢م).

الأمثلية الثابتة المعكوسة تستخدم قواعد هيوريسـتيك ترتكـز علـى الفسـيولوجى وتجارب وخبرة لمشاركة الحمل بين الأنسجة، مثالياً مجموعة من القواعد مفترض أن تكون تطبيقية لتنوع من المهام. الأمثلية الثابتة المعكوسة والأمثلية الديناميكية المعكوسـة تحـل مشاكل الأمثلية مع وظائف تكلفة فى شكل

$$J_{cF} = \left[\sum_{m=1}^{n_1} K_{1m} |j_{lm}^{pm}| \right] + \sum_{j=1}^{n_1} (k_j |j_j^{p_i}|) \qquad (1)$$

حيث أن J_m هى نوع I لأجزاء معايير التكلفة للعضلة وJ_j هى أجزاء معيار تكلفة مرتكز على المفصل، K هى أوزان نسبية (ثوابت)، و(القيم) هى القوى لـJ (غالباً مدى ٢، مع المدى نفسه له محتويات، دول، جونسون، شيافى، تاونسند، ١٩٨٤م). دالة هذه التكلفة المقياسية (أو الأجزاء) هى دالة فقط لقوى الأنسجة، التعب، وهكذا وليس الكينماتيكا. توجد غالباً J منفصل لكل مفصل. الاختلاف بين الأمثلية الثابتة والديناميكية المعكوسة هو أن الأمثلية الثابتة المعكوسة تشمل حل مشاكل فقط لوقفة الاستعداد بينما الأمثلية الديناميكية المعموسة تشمل حلاً جبرياً للمعادلات الديناميكية المعكوسة للحركة (مع مراكز، سرعات وتسارعات تقدر رقمياً) ومن ثم معيار الدالة فى كل خطوة زمنية. الأمثلية الديناميكية المتكاملة المعكوسة تختلف عن الأمثلية الديناميكية المعكوسة فى أنها مفترضاً تاريخ زمن عزم المفصل المطلوب، إستراتيجية مشاركة الحمل تحدد بدالة التكلفة، (القيمة) هى دالة تاريخ زمن المهمة كلها

$$J_{cF\text{-}I} = \int_{t_0}^{t_{max}} J_{cF}\, dt \quad \text{or} \quad \sum_{i=t_0}^{t_{max}} J_{cFi} \qquad (2)$$

حيث أن للحالة اليمنى (الرقمية) يوجد سلسلة من الخطوات الزمنية بين بدء المهمة واكمالها. معاملات التحكم التى تعدل لتقليل هذه الدالة يمكن أن تكون تحديد مسارات المتغير عبر الزمن (مثل، مسارات قوى العضلة). مدخل مفيد للدمج (نادراً ما يستخدم) الطول والسرعة– المعتمد لنماذج العضلة المعكوسة التى تسمح بتوقع تنشيط عضلى، تناثر طاقة، تيبس وغيره، مثل هذه القياسات يمكن من ثم دمجه فى معيار الأمثلية المعكوسة. تقدير التيبس الميكانيكى خصوصاً يمد طرق مرتكزة على الأمثلية المعكوسة التى تشير إلى مشكلة ثبات الوقفة، ويمكنها توقع تأثيرات مثل انقباض مشترك متضاد (فان دير هيلم، ووينترز، ١٩٩٤م). هذه الطريقة فقط فى اعتبار أن صنف الحل الذى يحمى ثبات ميكانيكى حديثاً يسمى أمثلية ثبات باقى معكوس. طرق معالجة رسم العضلة الكهربى– القوة (مثل هوف ١٩٩٠م)، يمكن أيضاً أن يوضع فى إطار الأمثلية المعكوسة.

(القيمة) تفترض أن مسار الزمن المتوقع لكينماتيكا المفصل، العزوم الصافية ومـــن الممكن رسم عضلى كهربى يمكن اعتبارها مسارات إشارة مرجعية (للقـــوم) الـــذى لا يمــد معرفة تامة- بهذا بعض التراخى مسموح بـه. معيار التكلفة الكلى من ثم يشكل أجزاء معيار إضافى يضع جزاء على أى انحراف من هذه المسارات المرجعية (وينترز، ١٩٩١م) :

$$J_{cF-f} = J_{cF-1} + \sum_{u=1}^{n_1} k_u \left[\int_{t_0}^{t_{max}} | (y_u - r_{cF}(t) - Y_u(t))^{P_u} \right] dt \qquad (3)$$

للتأكد أن السلوك الكينماتيكى يبقى بجوار المسار المرجعى، الأوزان النسبية معاقبـــة أى انحراف فى قيم مخرج من قيم مرجعية يجب أن تكون عالية ولقوة يجب أن تكون علـــى الأقل ٢ (لاحظ التشابه لمدخل متوسط المربعات)، كلما على K للفرد كلمـــا زاد الثقـــة فـــى الإشارة المعطاة. لو فرد من ثم وضع افتراض منطقى أن تغيرات مزدوجة ديناميكيـــة غيـــر دالة، هذا المدخل له أمثلية لتوقع قوة عضلية أنعم ومسارات تنشيط وكفاية حسابية نسبية- بديلة لمداخل الديناميكا المتقدمة التقليديـــة مثـــل ســـيف- نـــاراجى ووينتـــرز (١٩٩٠م)، ياماجوشى (١٩٩٠م)، الذى أيضاً تستخدم نموذج مرجعى كينماتيكى.

يوجد ثلاث أسباب للاستخدام المتسع للطرق الديناميكيـــة المعكوســـة: (١) مثاليـــاً، القوى لمواقع الاتصال البعيد بين البيئة والجسم تقاس، بهذه المعادلات التى يمكن حلها فـــى كفاية، فى تتابع البعيد- للقريب، (٢) مقارنة بطرق الأمثلية المقدمة (التى توصـــف) فهـــى كافية (بين، شافين، شولتز، ١٩٨٨م)، (٣) تمد المعلومات المطلوبة بخصوص قوة العضـــلة وحمل اتصال المفصل (مثل سيريج وأرفيكار، ١٩٨٩م). مع ذلك، كما نوقش فى مكان أخـــر (زاجاك وجوردون، ١٩٨٩م، زاجاك ووينترز، ١٩٩٠م)، هذه الطرق تمد نظرة محدودة إلى الإستراتيجية الحركية العصبية التى تشملها.

أمثلية تقدمية : Forward optimization

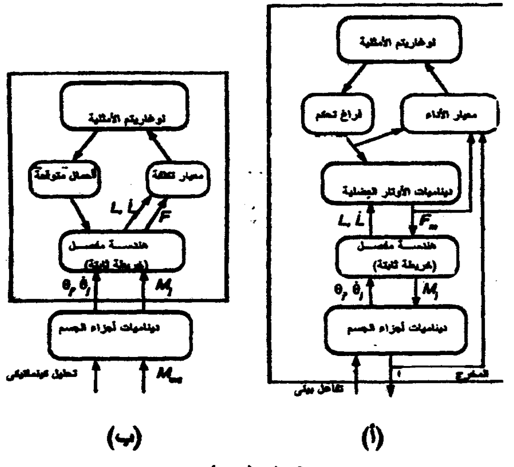
يوجد صنفين للأمثلية التقدمية : أمثلية ثابتة تقدمية ثابتة وأمثلية ديناميكية تقدمية، تختلف الأمثلية التقدمية الثابتة عن الأمثلية الثابتة المعكوسة فـــى أن التوليـــف الموضـــعى

الكينماتيكى لا يفترض أولوية. بهذا، معيار الأداء يأخذ الشمولية (وينترز، ١٩٩١م).

$$J_{pc\text{-}S} = J_{cF} _+ K_k J_k \quad (4)$$

حيث أن (القيمة) ترتكز كينماتيكياً بجزء معيار مرتبط بالمهمة. فى الأمثلية الثابتة المتقدمة، قوى العضلة تحدد كمنتج جانبى لعملية أمثلية مرتكزة على المهمة أكبر مشابه لما يمكن للجهاز العصبى المركزى حله فى اختيار وقفة معينة من بدائل (شكل ١٦ب). هذا المدخل له تطبيقات دالة للوقفة ثلاثية الأبعاد والحركة، خصوصا لأنظمة معقدة كينماتيكياً مثل الجذع، الرقبة، الكتف، الذى يدعم كتلة دالة من الجسم ونقل الحمل. أيضاً له مضامين نظرية بخصوص تحكم الوقفة وتنظيم التيبس (هوجان، ١٩٩٠م)، ومحتويات تطبيقية فى التأهيل والعظام حيث مهام عديدة تكون ثابتة (أندرسون ووينترز، ١٩٩٠م).

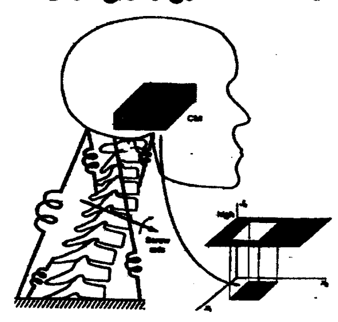
لنساعد فى توضيح تطبيقات محتملة، اعتبر نظام الرقبة- الرأس ذو المقياس الكبير فى شكل (١٧). مفترضاً أن بعض مراكز الرأس والتوجه مرغوب، دعنا نطور ٤ مداخل مختلفة لوضع الرقبة. مدخل يصف وقفة مرجعية ربما يرتكز على بيانات أشعة. فى هذه الحالة، نحن نجمع أجزاء معيار الذى يعاقب الانحراف من التوليف المثالى والذى يعاقب النشاط العضلى مثل التعب العضلى (أعنى القوة لكل وحدة من المساحة المقطعية الفسيولوجية) وفقط يعتبر حلول ثابتة. مدخل أخر يخصص فقط مدى توجه مقبول لأغلب الجزء البعيد وهو الرأس. تخصيص مثل هذا المدى يمكن أن يتم بواسطة استخدام عناصر شرطية (حدود حادة جداً للقيمة كما فى شكل ١٧) أو بعقاب أى انحراف موضع لقدرة عالية جداً. هذا الجزء للمعيار المرتكز على المهمة مع كل من قوى العضلة وتوليف الرقبة يحدد كمنتج نهائى لحل مشكلة الأمثلية.



(ب) (أ)

شكل (١٦)

تدفق معلومات مثالية لمداخل أمثلية متنوعة. (أ) طرق معكوسة، تظهر كيف لوغاريتم الأمثلية لا يؤثر على ديناميكيات أجزاء الجسم، (ب) طرق متقدمة تبرز تفاعل بين عناصر ومعيار أداء وهى دالة المدخل، الحالة، المخرج وتاريخ الزمن كله للمهمة



شكل (١٧)

نظرة مفهومية لنظام الرأس- الرقبة أينما توجه الرأس بالهدف يخصص بأجزاء معيار كينماتيكية فيها يوجد جزاء عالى للانحراف خارج المدى المقبول لنقطة النهاية (الرأس). الكينماتيكا للرقبة لم يسبق تخصيصه. فقط عدة عضلات تشبه الزنبرك تظهر

مدخل ثالث مرة أخرى يستخدم الحد الحاد الذى يظهر فى شكل (١٧)، الآن يجمع مع جزء معيار الذى يشمل إيجاد الطاقة المثلى للنظام الذى يكون أيضاً الأدنى. هذا هو اختيار خاص بسبب أن الحل لمشكلة الأمثلية هو أيضاً حل لمشكلة الميكانيكا، بسبب أن PE يزيد لأى تردد كينماتيكى من موضع التوازن. (للثبات، خصوصاً لأى تردد صغير فى فراغ PE الكينماتيكى، فقد الطاقة المثلى نتيجة هبوط الكتلة يجب أن يعمل له أكثر بزيادة فى الطاقة المطاطية الكلية المخزنة فى العضلات وبدرجة أقل فى الأنسجة السلبية). بسبب أن فراغ PE الكينماتيكى يغير الشكل نتيجة زنبركات مثل العضلة متحكم فيها (أشكل ٦، ٧)، يوجد خريطة معقدة بين فراغ DOF للمعيار الكينماتيكى، وفراغ التحكم الكينماتيكى. بتخصيص واضح (للقيمة) التى فيها جزء معيار (القيمة) غير مستمر، من الممكن حل كل من مشكلة الأمثلية والميكانيكا الخاصة بالمهمة.

رابعاً، حلول FO_s يمكن أن تعتمد على دمج عدة توليفات وقفة. خلال مهام تتبع الرأس رأسياً وأفقياً فى زيادة ١٠ درجات فى أشخاص أصحاء، محور الدوران للرأس بالنسبة للجذع يذهب عبر مناطق محددة فى الرقبة (وينترز وبيليس ١٩٩٠م، وينترز وآخرون ١٩٩٣م). باستخدام مثل هذا المحور كمرجع، عبر جزء معيار جزاء مثل تعب العضلة، هذا المدخل يصنع توقعات بخصوص توليفات الوقفة للرقبة (دارو، ١٩٨٩م).

لـFO_d غالباً يسمى أمثلية ديناميكية معيار الأداء يخصص هدف المهمة الحركية. لوغاريتم الأمثلية من ثم يحدد قيم لمعاملات التحكم تقود النموذج الديناميكى إلى حل أمثل. بالمثل، معاملات التحكم مثلت مدخلات تحكم عصبية لدوارة مفتوحة إلى نموذج ديناميكى لنظام عضلى هيكلى (ايهمان وستارك ١٩٧٩م، زاجاك ووينترز ١٩٩٠م). مع ذلك، النموذج الديناميكى يمكن أن يشمل دوائر عصبية ومعاملات تحكم وكسب تغذية راجعة (لويب وليفين ١٩٩٠م، سيف- ناراجى، ١٩٨٩م، وينترز ومولينس ١٩٩٣م).

معيار أداء عام يمكن صياغته لمشاكل FO_d التى لها الشكل (زاجاك ووينترز، ١٩٩٠م).

$$J_{pc_d} = J_{pc_k} + J_{pc_{nm}} + J_{pc_{bj}} \quad (5)$$

حيث أن الثلاث مصطلحات على اليمين تمثل جزء معيار كينماتيكى خاص بالمهمة، جزاءات عصبية عضلية متنوعة (تعب العضلة، القوة، قياس الطاقة، الجهد العصبى، الخ) وأى جزاء عظم- مفصل، على التوالى. كل ربما يكون معقد تماماً وربما يشمل مصطلحات تعتمد على ناتج المهمة (مثل زمن الوصول للهدف أو أقصى حمل للمفصل) ومصطلحات تدمج مع الوقت خلال المهمة (مثل تعب العضلة).

طريقة FO_d ذكية فى عدة طرق توازى المشكلة التى يجب أن تحل فى الجهاز العصبى المركزى خلال حركة إرادية موجهة بهدف. مع ذلك، تكلفة حسابية مطلوبة خصوصاً للحركات ثلاثية الأبعاد التى تشمل عدة وصلات. بهذا، فى عدة حالات، النماذج يجب أن تبسط بينما طاقة الحساب تزيد، هذه الطرق تستخدم أكثر للأنظمة العضلية الهيكلية العصبية الواقعية (ياماجوشى، ١٩٩٠م).

كيف يؤثر تركيب النموذج العضلى العصبى على أسئلة البحث :

How neuromuscular model structure influences research questions

نقترح أن عملية تمثيل النظام العضلى العصبى يجب أن يتأثر بأسئلة البحث التى تطرح. مع ذلك، العكس أيضاً صحيح، نماذج معقدة يمكن أن تكون معيبة بسبب أن الكثير من المعلومات يمكن أن تسبب فقد المبادئ الأساسية أو المصادر للسلوك الأساسى. مع ذلك، استخدام نماذج عصبية عضلية مبسطة يمكن أن تسبب مشاكل أسوأ، (نظرة خطأ نتيجة نماذج ناقصة) أو معلومات تجعل الباحث يركز على ممر بعيد يؤدى إلى نقص فهمه.

كمثال، فى بعض الحالات مسارات جزء الطرف التى تحدث كنتيجة لتردد خارجى مثالى من الدرجة الثانية الخطية تقرب منطقياً بنماذج الزنبرك والقصور الذاتى. كما تتغير المدخلات الخارجية (أو المعلومات لشخص)، مجموعة جديدة من المعاملات مطلوبة لتناسب البيانات الجديدة ومثل هذه الدراسات تعتاد أن تصبح تمارين منحنى توافق. هذه البؤرة المبكرة على مثل هذه الجهود للأمثلة ربما تؤخر فهمنا التالى لدور هام لبعض خواص

العضلات فى التأثير على إستراتيجيات حركية عصبية التى تقع فـى العمـل بـين الحركـة الإرادية والتفاعل الديناميكى مع البيئة والتعديل (وينترز وستارك، ١٩٨٧م).

مثال أخر هو الاستخدام المنتشر للتحليل الديناميكى- الثابت المعكوس فقـط لتقـدير قوى العضلة لكن أيضاً لعمل تطبيقات بخصوص إستراتيجية الحركة. اعتبر التضبيط ثلاثـى الأبعاد المعقد الثابت فى توازن الوقفة المؤدى خلال الوقوف أو الجلوس، الذى يمثـل ربمـا أكبر صنف من الحركات اليومية (هوجان ووينترز، ١٩٩٠م). طريقة IO_s تبدأ مع توليـف كينماتيكى مفترض ورسومات جسم حرة مناسبة. فى الواقع، مع ذلك، الأنظمة ثلاثية الأبعـاد مع كثرة كينماتيكية تضع مختلفة ممكنة ترضى أغراض المهمة الخاصة. التحدى التنظيمـى للجهاز العصبى المركزى هو الاختيار بين هذه الإستراتيجيات الممكنة بينما نحافظ على ثبات الوقفة خلال النظام كله (وليس فقط لجسم حـر). كمثـال، الانقبـاض المشـترك لعضـلات المتضادة لا يتوقع طبيعياً من نظام IO_s عادة يعتبر إستراتيجية تحت المثلى. عند اسـتخدام FO_s الانقباض المشترك ربما يكون ضرورى لأسباب ترتبط مع ثبات الوقفة. فـى الواقـع، السداسى للمجال لاتجاه مقصود للحركة ربما يساعد فى ارشاد الحركة عبر ممر. كملخـص، الطرق المعكوسة توثق بكفاءة التغيرات فى حمل الأنسجة لكن يمد نظرة محدودة بخصـوص كيف هذه الظروف تسبب تغير فى إستراتيجية المهمة. التنوع الكينماتيكى وثبات الوقفـة لا تعنون عن طريق إطار نمنجة IOs. مع ذلك كما نرى فى وينترز وفان دير هـيلم (١٩٩٤م) من الممكن لحالة الثبات أن نعتبر فقط حلول الثبات عند حل مشاكل IO_s.

إستراتيجية مقترحة لاختيار نموذج عضلى عصبى :

A suggested strategy for choosing a neuromuscular model

هذا التشوش للمؤلفين يدفع لمنطقية النموذج المعقد عند استخدام تحليـل حسـاس لتقليل النموذج (وينترز ١٩٩٠م، وينترز وستارك ١٩٨٥م). تحليل الحساسية يسمح للفـرد بتحديد أى معاملات يكون سلوك النموذج لها غير حساس (ليهمان وستارك، ١٩٨٢م). هـذا يسمح لخواص المثال الموصوف بمثل هذه المعاملات أن تزال أو تبسط بثقة (شكل ١٨).

تطبيقات على الحركات الواقعية ثلاثية الأبعاد :

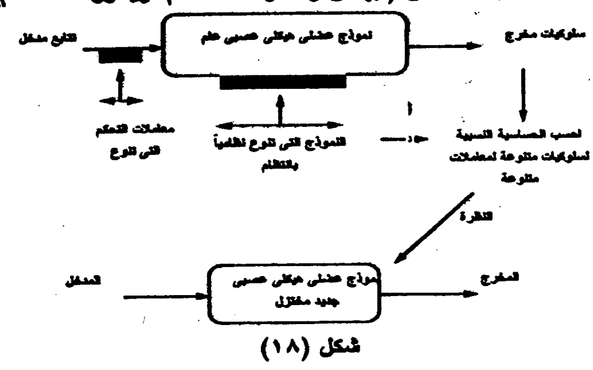
Applications to realistic movements

الإستراتيجيات الحركية العصبية التى تضم حركات الإنسان تتنوع من نوع المهمــة. هذا بدوره يؤثر على المفاهيم للأمثلة العضلية العصبية. الأمثلة التالية لصنوف مختلفة من مهام حركة الإنسان توضح إستراتيجيات النمذجة المختلفة.

توافق العين والرأس فى حركات التتبع فى المجال :

Eye- head coordination in spatial tracking movements

السمة الخاصة لهذه الحركات هى نقص القوة المطبقة الخارجية. تبعاً لذلك، الحركات تتوقع نسبياً وحركات العين على الخصوص متنوعة جداً. لحركات العين التتبعية الســريعة، نموذج العضلات لهيل مناسب (كــلارك وســتارك ١٩٧٥م، ليهمــان وســتارك ١٩٧٩م)، للحركات الأبطأ البسيطة نماذج خطية أحادية السبب يمكن أن تســتخدم. تحليــل الحساســية يظهر خطية لعنصر السلاسل وعنصر الانقباض التوتر- الطول وعناصر PE أكثر تضــبيطاً هنا فى أى منطقة أخرى للجسم، عنصر الانقباض القوة- السرعة يمكن أن تكون خطية مــع تأييد أعلى للزوجة عنصر الانقباض (ليهمان وستارك ١٩٧٩م، وينترز، ١٩٨٥م).



شكل (١٨)

نظرة مفهومية لإستراتيجية مقترحة للحصول على نماذج عضلية عصبية مناسبة. لمهمة مفترضة، ابدأ باستخدام نموذج أكثر واقعية، وافحص الحساسية بحرص للسلوكيات الإستراتيجية لمعاملات النموذج. لنفس المهمة لو النظام غير حساس لبعض معاملات النماذج، النموذج الذى يقلل مرتكزاً على هذه المعرفة يمكن من ثم استخدامه بثقة لهذه المهمة

بالرغم من أن عضلات تدوير الرأس المضادة المجمعة يمكن أن تستخدم لحركات التتبع السريعة (زانجميستر وستارك، ١٩٨٢م)، مثل هذه النماذج تفشل فى الحصول على كثير من التراكيب الميكانيكية مع حوالى ٤٠ زوج من العضلات، أغلبها تعبر عدة مفاصل. هذا التركيب يدعم الرأس التى لها كتلة كبيرة (شكل ١٧). باستخدام نموذج ثابت أمامى لنظام الرأس- الرقبة الذى يتكون من ثلاث مفاصل (صدرية ٥-٤ وعنقية ٧-٦ وعنقية ٣-٢) و١٢ عضلة فسنندهش أن نجد بعض توجهات الرأس- شاملاً الوضع الرأسى المستقيم- غير ثابت ميكانيكياً (ولا يمكن الوصول إليه) حتى يكون انحدار علاقة القوة- الطول لعنصر الانقباض فوق المدى العامل للتابع (داروا ١٩٨٩م). أيضاً وجدنا تجريبياً أن محور الدوران ثلاثى الأبعاد للرأس خلال حركات التتبع الرأسية، العرضية والقطرية تتنوع فى الاتجاه والموضع خلال مناطق الرقبة (مثل وينترز وبيليس، ١٩٩٠م). بالرغم من أن نموذج كمبيوتر ١٢ عضلة (دارو ١٩٨٩م، وينترز وفان دير هيلم ١٩٩٤م) والنماذج الأنثروبوميترية (ليانج ١٩٨٩م) تزيد مثل هذه الاتجاهات، نجد أن المدى الكامل لحركات الرأس ثلاثية الأبعاد فى كل الاتجاهات تتطلب عدد ملحوظ من العضلات وإستراتيجيات حركية عصبية ثابتة معقدة لم تفهم بعد.

يوضح نشاط الرسم الكهربى للرقبة للحركات العرضية السريعة تنشيط مشترك فى العضلات التى لا تبدو سطحياً ضرورية لحركات عرضية. هذا يقرر أن الضغ يزيد فى الاتجاه الرأسى ليساعد فى إرشاد الحركات العرضية. هذه الملاحظات تعنى أن نماذج الهيكل العضلى التقدمى وليس المعكوس الثابت والديناميكى لنظام الرقبة والرأس هو الجيد.

ماذا عن الجهاز العصبى؟ عضلات الرقبة تمد جيداً بالمغازل العضلية. هل تستخدم هى فقط فى تحكم حركة الرأس أو تساعد فى تنظيم حاجات التحكم فى الوقفة الأكبر للجسم؟ مفترضاً المراجع الفسيولوجية العصبية على أنظمة العين والأذن الداخلية (بيترسون وريشموند، ١٩٨٨م) هذا يبدو نظام مثالى لاستكشاف نماذج عضلية عصبية تشمل شبكات عصبية.

قواعد لعضلات الذراع- الجذع فى حركات الذراع :

Roles for arm- torso musculature in arm movements

من وجهة نظر بيولوجية، السمة المميزة هى التنوع فى المهام باستخدام الذارع. ربما هذا التنوع يفسر لماذا العديد من التناقض فى مجال حركة الإنسان يشمل إستراتيجيات عصبية حركية لحركات الذراع (هوجان وويترز، ١٩٩٠م). أبحاث الطرف العلوى تقع فى ثلاث تصنيفات: (١) بسيط موجه للهدف حركات تتبعية سريعة (غالباً نقطة لنقطة) (جوتليب، كوركوس وأجراوال، ١٩٨٩م)، (٢) حركات أبطأ أكثر طبيعية تبحث إستراتيجيات الوقفة، التوازن، الحركة، (٣) البحث لنشاطات تطبيقية لمهام حياة يومية عادة داخل صناعة التأهيل.

لحركات التتبع السريعة، نموذج عضلى هيل غير الخطى عادة مطلوب، خصوصاً لمحاكاة سلوك العضلات المتضادة. بسبب أنه لا يوجد قوة مطبقة خارجياً، عنصر السلاسل غالباً يكون خطى (أو يزال). دور العضلات التى تعبر عدة مفاصل يتطلب بحث أكثر، عدد من النظريات ترتبط باستخدامات هذه العضلات تم افتراضها (جيلين، اينجين شينو، تاكس وثيووين، ١٩٩٠م، هوجان ١٩٨٤م) التى تحتاج أن تختبر لتنوع من المهام وللعضلات مع خواص عضلة تشبه هيل.

لاختبار ومد نظريات الوقفة- التوازن، نماذج غير خطية أو ثنائية الخطوط التى تشمل كل من المكونات العصبية والعضلية موصى بها. متحكمى الجهاز العصبى المركزى لمثل هذه البرامج تتطلب قيادة عصبية لكل من توليد الحركة الأساسية وتعديل الثبات النسبة (مثل التحكم فى التنشيط المشترك وتعديل كسب التغذية المرتجعة). الشبكات العصبية ربما تولد مثل هذه الإشارات للتحكم (كاتاياما وكاواتو، ١٩٩٣م). دينير فان دير جون، كولين، ايركيلينس وجونكر (١٩٩٠م) حددوا مداخل فيها الشبكات العصبية (١) تخلق تمثيلات داخلية لحركات، (٢) تعلم استجابات رد فعل مناسبة، (٣) توليد تتابع لأنماط التنشيط.

الكتف والجذع غالباً يهملوا فى نموذج الطرف العلوى، بالرغم من أن عضلات الكتف والجذع تنشط خلال حركات الذراع الإرادية. فى الواقع، حركات الذراع السريعة خلال

الوقوف، عضلات الوقوف خلال الجذع والطرف السفلى تنشط قبل الذراع، فى توقع الازدواج الميكانيكى أن الذى تسببه هذه الحركات (بويسيت وزاتـارا ١٩٩٠م)، خادمـاً فـى تثبيـت التراكيب القريبة أو خلق قيادة عضلية مناسبة. التوافق بين الطـرف العلـوى والعضـلات القريبة عن طريق حرية الكتف من الدرجة الخامسة تمثل أحد الأنظمة العصبية الميكانيكيـة المفهومة للجسم. أيضاً تمد نافذة مثلى لاستكشاف كثير من الأسئلة فـى التنظـيم الحركـى العصبى والتحكم مثل العلاقات بين الوقفة والحركة، الحفاظ على حفظ الثبات والديناميكيـة، والتوافق بين مكونات الجسم خلال تطور الحركات. كل مـن طـرق IO وFO الآن تطبـق بنشاط باستخدام نماذج حالة من الفن للكتف، لدراسة مثل هذه العلاقات خلال مهام متنوعـة الهدف (فان دير هيلم ١٩٩١م، فان دير هيلم ووينترز ١٩٩٤م، وينترز وفان ديـر هـيلم، ١٩٩٣م).

الحفاظ النشط لثبات الوقفة خلال الحركات :

Active maintenance of biped postural stability during movements

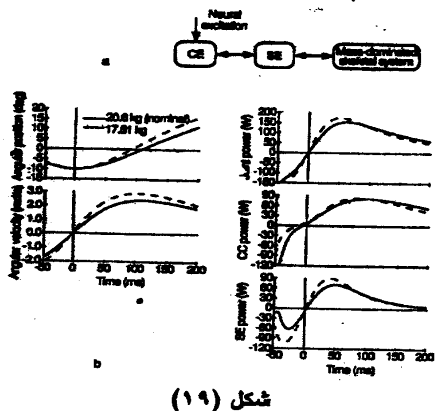
فى الماضى، طرق معكوسة تم استخدامها لتحليل هذه النشاطات. مع ذلـك، الطـرق الأمامية، كل من الثابتة والديناميكية- حيوية لتطور فهم أعمق وربما كشف لمبادئ تنظيمية جيدة، كمثال، بيرجمارك (١٩٨٧م) وكريسكو وبانجابى (١٩٩٠م) حديثاً أظهـروا اسـتخدام مناقشات الطاقة أن متعدى التمفصل هى الأهم للحفاظ على ثبـات الطاقـة عـن مفـردى التمفصل.

فى تجارب الجسم كله، العضلات خلال الجسم يمكنها الانقباض فى مسـاعدة حركـة الذراع (بويسين وزاتارا، ١٩٩٠م) أو نتيجة تردد (مثل كريشنر وألوم، ١٩٩٠م)، مفترضـاً تعقد الازدواج الديناميكى للهيكل، خواص العضلة، الدائرة العصـبية النسـبية، ٣ تحـديات محتملة فى الحفاظ على ثبات الوقفة ثلاثية الأبعاد لمقياس كبير، أنظمة البنـدول المقلـوب خلال أداء مهام حركة متنوعة (بيرجمارك، ١٩٨٧م). مع الدراسات التجريبية محاكات FO_d وFO_s يمد فرصة كبيرة للمساعدة فى تحديد مبادئ أساسية حركية عصبية.

الحركة والدفع : Locomotion and propulsion

هذه الصنوف من الحركات الدفعية تختلف من ثبات الوقفة فى عدة طرق (هوف ١٩٩٠م، اينجين شينو، بوبرت، سويست ١٩٩٠م، مونجيسول ووينترز ١٩٩٠م): (١) أهداف المهمة العامة أسهل فى التحديد، (٢) الحركات تعتاد أن تكون أكثر ظهوراً وسهلة البحث، (٣) الكتلة الكبيرة (أعنى الجسم)، يتحرك، وبهذا حمل المفصل وقوى العضلة عالية، (٤) ديناميكيات بين الأجزاء لها أهمية كبرى، (٥) الحركة تأخذ فرصة تغير العزم فى النظام وأى عدم ثبات مؤقت (مثل عندما أحد أو القدمين معاً يرتفعا عن الأرض)، (٦) مواضيع مثل استخدام طاقة عنصر السلاسل ونقل قدرة النظام الهيكلى العضلى لها أهمية نسبية كبرى (كافاجنا وكاتيكو، ١٩٧٧م).

لهذه المهام، تركيب عنصر الانقباض- عنصر السلاسل لنموذج هيل ضرورى. بالإضافة، بسبب أن أغلب العضلات تذهب فى فترات تنشيط عالى ومنخفض وكل من التقصير والتطويل، النماذج العضلية الوترية غير الخطية ضرورية لتمثل سلوك أساسى. يوجد تفاعل ثنائى السبب بين عنصر الانقباض، عنصر السلاسل وكتلة- قصور ذاتى النظام خلال مثل هذه المهام (شكل ١٩أ).



شكل (١٩)

تطور المفاهيم فيما يتعلق بأهمية التنظيم التركيبى لـ SE-CE خلال الهدف الديناميكى المباشر للحركات

المراجع :

Alexander, R.M., & Ker, R.F. (1990). The architecture of leg muscles. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 568-577). New York: Springer-Verlag.

Andersson, G.B.J., & Winters, J.M. (1990). Role of muscle in postural tasks: Spinal loading and postural stability. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 377-395). New York: Springer-Verlag.

Bean, J.C., Chaffin, D.B., & Schultz, A.B. (1988). Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: A double linear programming method. Journal of Biomechanics, 21, 59-66.

Bergmark, A. (1987). Mechanical stability of the human lumbar spine. Doctoral dissertation, Lund Institute of Technology, Lund, Sweden.

Bizzi, E., Accomero, N., Chappie, W., & Hogan, N. (1984). Posture control and trajectory formation during arm movement. Journal of Neurosciences, 4, 2738-2744.

Bouisset, S., & Zattara, M. (1990). Segmental movement as a perturbation to balance? Facts and concepts. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 498-506). New York: Springer-Verlag.

Cavagna, G.A., & Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. Journal of Physiology, 268, 467-481.

Chapman, A.E. (1985). The mechanical properties of human muscle. Exercise and Sport Sciences Reviews, 13, 443-501.

Clark, M.R., & Stark, L. (1975). Time optimal behavior of human saccadic eye movements. IEEE Transactions on Automatic Control, AC-20, 255-272.

Crisco, J.J., & Panjabi, M. (1990). Postural biomechanical stability and gross muscle architecture in the spine. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 438-450). New York: Springer-Verlag.

Daru, K.M. (1989). Computer simulation and static analysis of the human head, . neck, and upper torso. Master's thesis, Arizona State University, Tempe.

Denier van der Gon, J.J., Coolen, A.C.C., Erkelens, C.J., & Jonker, H.J.J. (1990). Self-organizing neural mechanisms possibly responsible for movement coordination. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 335-342). New York: Springer-Verlag.

Dul, J., Johnson, G.E., Shiavi, R., & Townsend, M.A. (1984). Muscular synergism II: A minimum-fatigue criterion for load-sharing between synergistic muscles. Journal of Biomechanics, 9, 674-684.

Edman, K.A.P., Elzinga, G., & Noble, M.I.M. (1978). Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. Journal of Physiology, 280, 139-155.

Ettema, G.J.C., & Huijing, P.A. (1990). Architecture' and elastic properties of the series elastic element of muscle-tendon complex. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 57-68). New York: Spring-er-Verlag.

Feldman, A.G. (1974). Control of length of a muscle. Biophysics, 19, 776-771.

Feldman, A.G., Adamovich, S.V., Ostry, D.J., & Flanagan, J.R. (1990). The origin of electromyograms—Explanations based on the equilibrium point hypothesis. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 195-213). New York: Springer-Verlag.

Gielen, S., Ingen Schenau, G.-J. van. Tax, T., & Theeuwen, M. (1990). The activation of mono- and bi-articular muscles in multi-joint movements. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 302-311). New York: Springer-Verlag.

Gottlieb, G.L., Corcos. D.M., & Agarwal, G.C. (1989). Strategies for the control of single mechanical degree of freedom voluntary movements. Behavior and Brain Science, 12, 189-210.

Hannaford, B., & Winters, J.M. (1990). Actuator properties and movement control: Biological and technological models. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo J (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 101-120). New York: Springer-Verlag.

Happee, R. (1992). The control of shoulder muscles during goal directed movements. Doctoral thesis, Delft University of Technology, The Netherlands.

Hasan, Z. (1983). A model of spindle afferent response to muscle stretch. Journal of Neurophysiology, 49, 989-1006.

Hasan, Z., Enoka, R.M., & Stuart, D.G. (1985). The interface between biomechanics and neurophysiology in the study of movement: Some recent approaches. Exercise and Sport Sciences Reviews, 13, 169-234.

Hatze, H. (1977). A myocybemetic control model of skeletal muscle. Biological. Cybernetics, 25, 103-119.

Hatze, H. (1981). Myocybemetic control models of skeletal muscle. Pretoria: University of South Africa Press. Hemami, H. (1985). Modeling, control, and simulation of human movement. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, 13, 1-34.

Hill, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of London, 126B, 136-195.

Hof, A.L. (1990). Effects of muscle elasticity in walking and running. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 182-194). New York: Springer-Verlag.

Hogan, N. (1984). Adaptive control of mechanical impedence by coactivation of antagonistic muscles. IEEE Transactions on Automatic Control, AC-29, 681-690.

Hogan, N. (1990). Mechanical impedance of single- and multiarticular systems. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 149-164). New York: Springer-Verlag.

Hogan, N., & Winters, J.M. (1990). Principles underlying movement organization: Upper limb. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 182-194). New York: Springer-Verlag.

Houk, J.C. (1979). Regulation of stiffness by skeletomotor reflexes. Annual Review of Physiology, 41, 99-114.

Houk, J.C., & Rymer, Z.W. (1981). Neural control of muscle length and tension. In V.B. Brooks (Ed.), Handbook of physiology. Sec. 1, Vol. II, The nervous system: Motor control. Part I (pp. 257-323). Baltimore: Williams & Wilkins.

Huxley, A.F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry, 7, 257-318.

Ingen Schenau, G.J. van, Bobbert, M.F., & Soest, A.J. van (1990). The unique action of biarticular muscles in leg extensions. In J.M. Winters & S .L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 639-652). New York: Springer-Verlag.

Joyce, G.C., Rack, R.M.H., & Westbury, D.R. (1969). The mechanical properties of cat soleus muscles during controlled lengthening and shortening movements. Journal of Physiology, 204, 461-467.

Katayama, M., & Kawato, M. (1993). Virtual trajectory and stiffness ellipse during multijoint arm movement predicted by neural inverse models. Biological Cybernetics, 69, 353-362.

Keshner, E.A., & Allum, J.H.J. (1990). Muscle activation patterns coordinating postural stability from head to foot. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 481-497). New York: Springer-Verlag.

Lacquaniti, F., Licata, F., & Soechting, J.F. (1982). The mechanical behavior of the human forearm in response to transient perturbations. Biological Cybernetics, 44, 35-46.

Landau, Y.D. (1979). Adaptive control. The model reference approach. New York: Marcel Dekker.

Lehman, S., & Stark, L. (1979). Simulation of linear and nonlinear eye movement models: sensitivity analysis and enumeration studies of time optimal control. Journal of Cybernetics and Information Science, 2, 21-43.

Lehman, S., & Stark, L. (1982). Three algorithms for interpreting models consisting of ordinary differential equations: Sensitivity coefficients, sensitivity i functions, global optimization. Mathematical Biosciences, 62, 107-122.

Liang, D. (1989). Mechanical response of an anthropomorphic head-neck system to external loading and muscle contraction. Master's thesis, Arizona State University, Tempe.

Loeb, G. (1984). The control and responses of mammalian muscle spindles during normally executed motor tasks. Exercise and Sport Sciences Reviews, 12, 157-204.

Loeb, G.E., & Levine, W.S. (1990). Linking musculoskeletal mechanics to senso-rimotor neurophysiology. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 165-181). New York: Springer-Verlag.

McMahon, T.A. (1984). Muscles, reflexes, and locomotion. Princeton, NJ: Princeton University Press.

Mohler, R.R. (1991). Nonlinear systems, Vol. 2: Applications to bilinear control, Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall.

Mungiole, M. (1991). Factors influencing the mechanical output of the ankle plantar/lexer muscles during concentric action, with and without prior stretching. Doctoral dissertation, Arizona State University, Tempe.

Mungiole, M., & Winters, J.M. (1990). Overview: Influence of muscle on cyclic and propulsive movements involving the lower limb. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 55.0-567). New York: Springer-Verlag.

Peterson, B.W., & Richmond, F.J. (1988). Control of head movement. New York: Oxford University Press.

Rack, P.M.H., & Westbury, D.R. (1974). The short-range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. Journal of Physiology, 240, 331-350.

Seif-Naraghi, A.H. (1989). Predicted optimized neuromuscular control strategies for single-joint goal-directed movements. Doctoral dissertation, Arizona State University, Tempe.

Seif-Naraghi, A.H., & Winters, J.M. (1989a). Effect of task-specific linearization on musculoskeletal system control strategies. ASME Biomechanics Symposium. AMD-98, 347-350.

Seif-Naraghi, A.H., & Winters, J.M. (1989b). Changes in musculoskeletal control strategies with loading: Inertial, isotonic, random. ASME Biomechanics Symposium, AMD-98, 351-354.

Seif-Naraghi, A.H., & Winters, J.M. (1990). Optimized strategies for scaling goal-directed dynamic limb movements. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 312-334). New York: Springer-Verlag.

Seireg, A., & Arvikar, R.J. (1989). Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sport. New York: Hemisphere.

Van der Helm, F.C.T. (1991). The shoulder mechanism: A dynamic approach. Doctoral thesis, Delft University of Technology, The Netherlands.

Van der Helm, F.C.T., & Winters, J.M. (1994). Optimized workspace postures for a large-scale upper limb system: neuro-mechanical mapping and "field" possibilities. In Proceedings of the 13th Southern Biomedical Engineering Conference. Washington, D.C.: University of the District of Columbia.

Winters, J.M. (1985). Generalized analysis and design of antagonistic muscle models: Effect of nonlinear properties on the control of human movement. Doctoral dissertation. University of California, Berkeley.

Winters, J.M. (1990). Hill-based muscle models: A systems engineering perspective. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 69-93). New York: Springer-Veriag.

Winters, J.M. (1991). Optimized strategies for goal-directed human movements. In J. Menon (Ed.), Trends in biological cybernetics (pp. 13-25). Sreekante-swaram, India: Council of Scientific Research Integration.

Winters, J.M., & Mullins, P.A. (1993). Synthesized neural/biomechanical models used for realistic 3-D tasks are more likely to provide insights into human movement strategies (commentary). Behavior and Brain Science, 15, 805-807.

Winters, J.M., Osterbauer, P., Peles, J.D., Derickson, K., Debur, K., & Fuhr, A. (1993). 3-D head axis of rotation during tracking movements: A tool for assessing neuro-mechanical neck function. Spine, 18, 1178-1185.

Winters, J.M., & Peles, J.D. (1990). Neck muscle activity and 3-D head kinematics during quasi-static and dynamic tracking movements. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 461 -480). New York: Springer-Veriag.

Winters, J.M., & Stark, L. (1985). Analysis of fundamental movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BMER-32, 826-839.

Winters, J.M., & Stark, L. (1987). Muscle models: What is gained and what is lost by varying model complexity. Biological Cybernetics, 55, 403-420.

Winters, J.M., & Stark, L. (1988). Simulated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. Journal of Biomechanics, 12, 1027-1042.

Winters, J.M., Stark, L., & Seif-Naraghi, A.H. (1988). An analysis of the sources of muscle-joint system impedence. Journal of Biomechanics, 12,1011-1025.

Winters, J.M., & Van der Helm, F.C.T. (1993). Comparing simulation approaches for the shoulder: inverse static, inverse dynamic, forward static, forward dynamic. In Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology andSociety (pp. 1153-1154). Piscataway, NJ: IEEE.

Winters, J.M., & Van der Helm, F.C.T. (1994). Relations between stability, redundancy, and optimization for postural neuro-mechanical systems: principles. In Proceedings of the 13th Southern Biomedical Engineering Conference. Washington, D.C.: University of the District of Columbia.

Wu, C-H., Houk, J.C., Young, K-Y., & Miller, L.E. (1990). Nonlinear damping of limb motion. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 214-235). New York: Springer-Verlag.

Yamaguchi, G.T. (1990). Performing whole-body simulations of gait with 3-D, dynamic musculoskeletal models. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 663-679). New York: Springer-Verlag.

Zanalak, G.I. (1990). Modeling muscle mechanics (and energetics). In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 1-23). New York: Springer-Verlag.

Zajac, F., & Gordon, M.E. (1989). Determining muscle's force and action in multiarticular movement. Exercise and Sport Sciences Reviews, 17,187-230.

Zajac, P., & Winters, J.M. (1990). Modeling musculoskeletal movement systems: Joint and body-segment dynamics, musculotendinous actuation, and neuro-muscular control. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 121-148). New York: Springer-Verlag.

Zangemeister, W.H., Lehman, S., & Stark, L. (1982). Simulation of head movement trajectories: Model and fit to main sequence. Biological Cybernetics, 41, 19-32.